



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

UNIVERSITE HENRI POINCARE – NANCY 1
FACULTE DE PHARMACIE

**FUSE,
UN CROSSOVER
ENTRE L'INTRA-AURICULAIRE
ET L'APPAREIL A ECOUTEUR
DEPORTE**

Mémoire présenté en vue de l'obtention du
Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

RACHESBOEUF Marion

Année 2011

REMERCIEMENTS

Je remercie premièrement Monsieur Nicolas GODE, maître de stage de première année, pour m'avoir fait découvrir le métier d'audioprothésiste, et m'avoir ainsi conforté dans ma vocation.

Un grand merci à Monsieur Jérôme GRADEL, maître de stage de deuxième année, pour ses conseils, sa formation. Mais aussi, et surtout sa confiance.

Je remercie également Madame Marie-Noëlle DUHAMEL, audioprothésiste, pour ses conseils et qui m'a transmis sa passion pour ce métier.

Je remercie particulièrement Monsieur Paul GOURSAT, maître de stage de troisième année et maître de mémoire, pour son enseignement, son professionnalisme, ainsi que pour sa disponibilité et sa confiance

D'une manière générale, je remercie l'ensemble des équipes des centres Audio Tixier et CAPG, pour leur accueil, leur gentillesse, le temps qu'ils m'ont consacré.

Mes remerciements vont également à Monsieur Joël DUCOURNEAU, Madame Pascale FRIANT-MICHEL et Madame Catherine BOITEUX, ainsi que l'ensemble de l'équipe enseignante, fabricants, docteurs, audioprothésistes..., pour la qualité de leurs enseignements et leur disponibilité.

Sans oublier un grand merci à Madame Sylvie GRIFFOND, qui est toujours présente pour les élèves.

Je remercie également Monsieur Paul-Michel VAHANIAN, directeur d'Unitron, pour sa gentillesse, ses conseils et ses informations sur le produit étudié.

Mes remerciements s'adressent aussi à Monsieur Emeric ZION, ancien commercial chez Unitron qui m'a aidé pour le début de mon mémoire.

Merci à Madame Andrée BOISSENAULT, audiologiste chez Unitron, pour son amabilité et ses renseignements.

Un grand merci à tous les patients, pour le temps consacré et leur amabilité, me permettant de réaliser l'étude pratique de ce mémoire.

SOMMAIRE

Introduction	6
Première partie : Rappels sur l'oreille	8
Chapitre 1 : L'anatomie de l'oreille et sa physiologie	9
I. L'oreille externe	9
A) Le pavillon.....	10
B) Le conduit auditif externe	10
C) Rôle de l'oreille externe.....	12
1°/ Une localisation des sons.....	12
2°/ Une fonction de transfert	12
II. L'oreille moyenne	14
A) La membrane tympanique.....	14
1°/ Observation de la membrane à l'otoscope	14
2°/ Structure de la membrane tympanique	15
B) La caisse du tympan.....	15
C) Rôle de l'oreille moyenne	16
1°/ Un transducteur d'un milieu aérien à un milieu liquidien	16
2°/ Une fonction de transfert	17
3°/ Une protection de l'oreille interne.....	17
III. L'oreille interne	18
A) La cochlée.....	19
B) Physiologie de l'oreille interne	20
1°/ La tonotopie cochléaire	20
2°/ Un mécanisme actif.....	21
IV. Le spectre de l'audition.....	21
Chapitre 2 : Les différentes surdités	24
I. l'audiométrie tonale liminaire prothétique	24
II. La surdité de perception.....	25
III. La surdité de transmission	26
IV. La surdité mixte.....	26
V. Les degrés de surdités	26

Deuxième partie : Les aides auditives	28
Chapitre 1 : L'histoire des aides auditives	29
I. L'ère pré-électrique	29
II. L'ère électrique	31
A) L'ère du charbon.....	31
B) L'ère de la lampe.....	32
C) L'ère du circuit intégré.....	32
Chapitre 2 : Les aides auditives aujourd'hui	35
I. Structure générale d'un appareil auditif numérique.....	35
A) Les transducteurs électroacoustiques d'entrée.....	35
1°/ Le microphone.....	35
2°/ La bobine d'induction.....	36
B) L'unité centrale.....	36
C) Les transducteurs électroacoustiques de sortie	37
D) Les contrôles	37
II. Les principaux types d'appareils auditifs conventionnels par conduction aérienne	38
A) L'intra-auriculaire.....	38
1°/ Description.....	38
2°/ Avantages de l'appareillage avec un intra-auriculaire.....	38
3°/ Inconvénients de l'appareillage avec un intra-auriculaire.....	39
B) L'appareil à écouteur-déporté	40
1°/ Description.....	40
2°/ Avantages de l'appareillage ouvert	41
3°/ Inconvénients de l'appareillage ouvert.....	42
III. Le Fuse : en quoi est-il un crossover	43
A) Description du Fuse	43
1°/L'apparence du Fuse	43
2°/ L'aide auditive standard	44
3°/ L'appareillage ouvert et confortable.....	44
4°/ L'alimentation.....	45
B) Les technologies.....	45
1°/ La technologie SmartFocus	46
2°/ L'anti-larsen.....	46
3°/ La télécommande Smart Control	47

C) Le Crossover.....	48
Troisième partie : Etude pratique	49
Chapitre 1 : Préparation de l'étude.....	50
I. Local.....	50
II. Description de la mesure in vivo	51
A) Matériel nécessaire.....	51
B) Deroulement.....	52
1°/Procédure de mesure	52
2°/ Mesures effectuées	53
3°/ Limites et problèmes rencontrés.....	54
Chapitre 2 : Réalisation de l'étude.....	55
I. Première partie de l'étude.....	55
A) Protocole de ce test	55
B) Sélection des sujets pour l'étude.....	56
C) Résultats.....	57
D) Analyse	65
II. Deuxième partie de l'étude.....	66
A) Protocole de ce test	66
B) Résultats	67
C) Analyse.....	69
III. Troisième partie de l'étude.....	70
A) Appareillages personnels	70
1°/ Protocole de l'appareillage	70
2°/ Sélection des sujets pour l'appareillage	70
3°/ Appareillages.....	71
4°/ Conclusion de ces appareillages.....	75
B) Résultats d'une étude de cas réalisée par Unitron.....	76
IV. Synthèse de l'étude	78
Conclusion.....	79
Bibliographie	80
Annexes.....	83

INTRODUCTION

L'audition est un sens très précieux, essentiel à la vie sociale. Selon l'enquête Euro trac France de 2009 [1], la perte auditive touche 10.4 % de la population française. Cependant le taux d'adoption des aides auditives n'est que de 29.8 % au sein du pays, comprenant un taux supérieur chez les personnes de plus de 65 ans et chez les enfants. Cela s'explique par plusieurs phénomènes, d'un côté, une perte auditive qui s'installe progressivement, et de l'autre, une image péjorative de l'aide auditive. L'aide auditive est encore ressentie comme une stigmatisation d'un handicap notable et mal perçue dans la société, mais est également associée à la vieillesse.

Le degré de satisfaction des personnes portant une ou deux aides auditives (suivant leur perte) est pourtant important en France. Mais les malentendants attendent le moment où ils ne peuvent plus suivre de conversations, pour commencer à penser à l'appareillage, et sont souvent poussés par leur entourage.

Les fabricants d'aides auditives mènent donc des recherches afin d'obtenir d'une part un appareil avec une qualité sonore restituant au malentendant une compréhension parfaite de la parole, et d'autre part, un appareil regroupant nombre de qualités pour le malentendant, design et surtout discrétion. Au nombre de dix, la concurrence est là, et permet alors les progrès que l'on connaît.

Unitron, du groupe Sonova a été le premier à lancer, en octobre 2009, un intra-auriculaire qui ne nécessite aucune prise d'empreinte pour être adapté. Cet appareil discret, portant le nom de Fuse, est ainsi disponible sous différentes technologies. Unitron a été suivi peu de temps après par Phonak, du même groupe, avec l'Audéo Zip, différencié du Fuse uniquement par la puce électronique.

Un autre fabricant a entrepris des recherches similaires, et attend d'observer le marché avant le lancement de ces nouveaux produits.

A l'heure où le métier d'audioprothésiste se distingue par l'adaptation d'appareil sur mesure, que ce soit avec une coque complète pour un intra-auriculaire, ou un embout pour un contour, et aussi pour les appareils à écouteur déporté ; on peut se demander en quoi cet appareil est un crossover entre le genre intra-auriculaire et appareil à écouteur déporté. De plus, cet appareil est-il réellement adaptable sur 85% des oreilles ?

La première partie de ce mémoire est consacrée à des rappels sur le fonctionnement de l'oreille, son anatomie et de ses conséquences en cas de pathologie. Cela est nécessaire afin de décrire la mise en place de l'appareil Fuse et ses plages d'application.

Il sera ensuite utile de retracer l'évolution des aides auditives, et ce, de l'Antiquité jusqu'à nos jours. Une description de la structure générale d'une aide auditive numérique sera réalisée, ainsi qu'une présentation du Fuse.

Et enfin, une étude approfondie du Fuse sera effectuée, de manière à vérifier si le Fuse respecte les attentes créées et si on peut le classer parmi les avancées pratiques dans le monde de l'audioprothèse.

PREMIERE PARTIE : RAPPELS SUR L'OREILLE

CHAPITRE 1 : L'ANATOMIE DE L'OREILLE ET SA PHYSIOLOGIE

Pour bien traiter le positionnement de l'appareil de type Fuse, ainsi que ses fonctionnalités, il est nécessaire d'aborder l'anatomie de l'oreille, mais également sa physiologie.

L'oreille est composée de trois parties : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne.

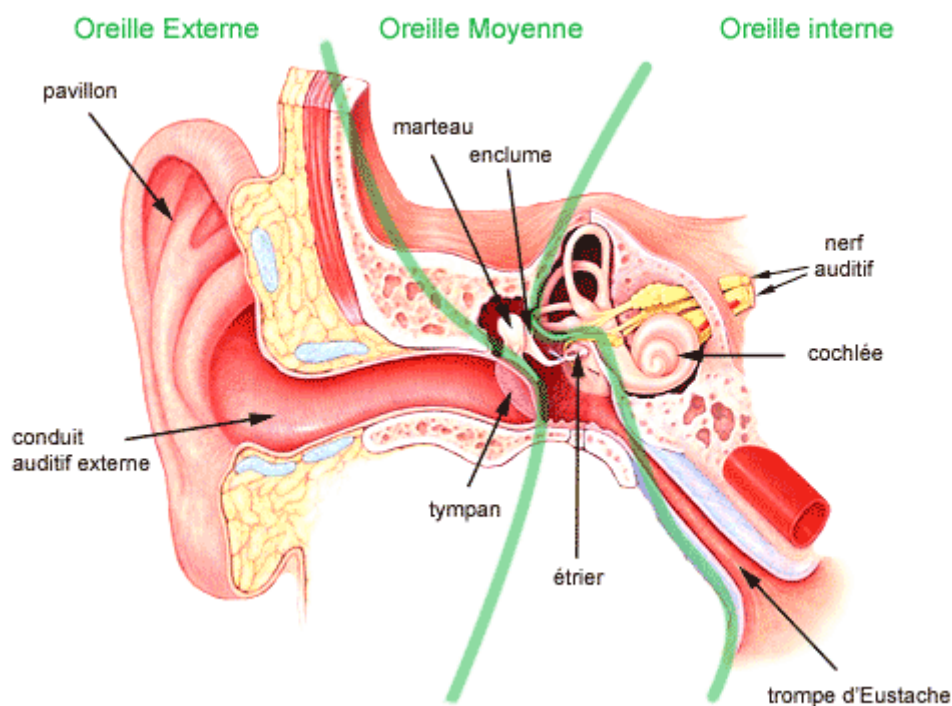


Fig. 1 : Coupe de l'oreille [2]

I. L'OREILLE EXTERNE

L'oreille externe [3] est composée du pavillon, du conduit auditif externe, ainsi que de la membrane tympanique (qui fait également partie de l'oreille moyenne et qui sera décrite dans la partie suivante). Elle est le premier maillon nécessaire à l'audition naturelle.

A) LE PAVILLON

Le pavillon est la seule partie visible de l'oreille externe. Sa forme est incurvée, ce qui permet de recevoir un maximum de sons. Les nombreux reliefs lui donnent une forme caractéristique et unique à chaque individu, au même titre que les empreintes digitales.

On note la présence de la **conque**, partie creuse, menant à l'entrée du conduit auditif externe.

Le **scapha**, deuxième partie de l'oreille est constitué de tout de ce qui s'oppose à la conque. Notamment, le **tragus**, ce relief permet de fermer l'entrée du conduit auditif, et ainsi de réduire l'intensité sonore reçue par le reste de l'oreille. L'**hélix**, quant à lui, ourle le pavillon.

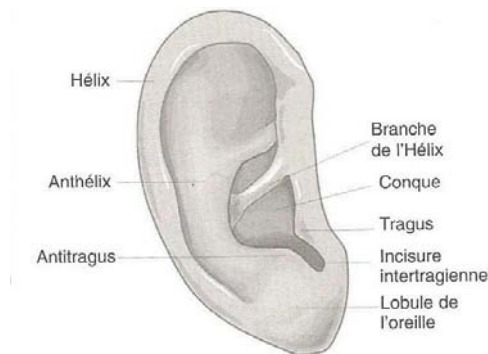


Fig. 2 : Représentation d'un pavillon [4]

La face interne du pavillon est raccordée à la tête de façon immobile, formant un sillon retro-auriculaire et permettant le port d'un contour d'oreille. Cette attache est réalisée par la peau, deux ligaments, mais également trois muscles rudimentaires (les muscles auriculaires antérieur, supérieur et postérieur).

Le pavillon est formé de fibrocartilage (association de fibres et de cartilage) ; il est recouvert d'une fine couche de peau. Cette peau est en continuité avec celle du conduit auditif externe. Seul le lobe est dépourvu de cartilage, constitué uniquement de tissu adipeux et de peau.

B) LE CONDUIT AUDITIF EXTERNE

Le conduit auditif externe prend naissance à partir de la conque et se termine en cul-de-sac par la membrane tympanique.

Ce conduit est cylindrique et est caractérisé par trois dimensions [5] : la longueur, le diamètre vertical et le diamètre antéro-postérieur, ainsi que par 2 courbures. Ce conduit en forme de « S » va donc protéger la membrane tympanique. Pour observer

le tympan dans sa totalité, il est nécessaire de tirer le pavillon vers l'arrière afin de « redresser » le conduit.

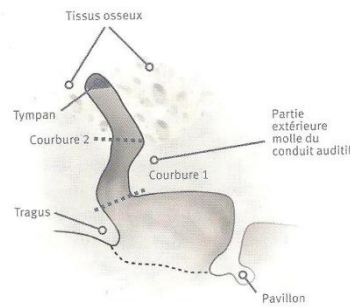


Fig. 3 : Coupe transversale de l'oreille externe [6]

- La longueur varie entre 22 et 27 mm, avec une moyenne de 24 mm.
- Le diamètre vertical est de 10mm dans la partie externe et de 8mm dans la partie interne.
- Le diamètre antéro-postérieur, quant à lui est de 7 à 9 mm pour la portion fibro-cartilagineuse du conduit et de 4 à 5 mm pour sa portion osseuse.

Ces valeurs varient d'un individu à l'autre, et même d'une oreille à l'autre pour une même personne, ce qui justifie grandement l'importance de l'otoscopie avant la prise d'empreinte.

Ce qui est le cas notamment chez des patients ayant subi une mastoïdectomie. C'est un évidement de la mastoïde (base de l'os temporal), réalisé à la suite d'une inflammation de celle-ci. La cavité de l'oreille externe est alors agrandie lors de l'intervention, il faut donc veiller à « protéger » cette cavité lors de l'insertion de la pâte à empreinte.

Le conduit auditif externe est formé de deux segments : l'un fibrocartilagineux (le premier tiers externe) et l'autre osseux (deux-tiers interne). Il est recouvert par de l'épiderme sur toute sa longueur.

Ce tiers fibrocartilagineux est en continuité avec la racine de l'hélix, la peau y est épaisse. On y trouve un tissu adipeux, mais également la présence de glandes sébacées et de follicules pileux, variant en nombre d'un individu à l'autre. Ces glandes produisent un liquide physiologique, le cérumen. Celui-ci a un rôle protecteur pour la peau du conduit. C'est un liquide gras et hydrofuge (riche en lipides).

Le reste du conduit, entièrement osseux, est recouvert d'une fine couche de peau. Il est formé de l'os tympanal et de l'écaille du temporal.

D'où l'importance de ne pas utiliser de coton-tige, emmenant le cérumen là où il n'est pas produit et là où il ne peut plus être chassé.

C) ROLE DE L'OREILLE EXTERNE

Grâce à son anatomie particulière, l'oreille externe permet de collecter les sons et de les amener vers l'oreille moyenne.

Elle possède deux rôles principaux, permettant la localisation spatiale d'une part et l'amplification de certaines fréquences d'autre part. Une troisième fonction de protection de l'oreille moyenne s'ajoute, et ce, grâce à l'anatomie du conduit.

1°/ UNE LOCALISATION DES SONS

L'oreille externe permet la localisation des sons par son anatomie, notamment grâce aux reliefs du pavillon, qui servent à la diffraction¹ des ondes acoustiques.

Le fait d'avoir deux oreilles aide à déterminer d'où vient le son ; en effet, l'onde sonore arrive d'abord à l'oreille la plus proche, et atteint la deuxième oreille avec un certain retard. L'ombre de la tête provoque cette différence interaurale de temps et d'intensité, et ce, suivant la fréquence. Cela va toucher les fréquences supérieures à 2000 Hz, c'est-à-dire lorsque la longueur d'onde est petite.

Il est montré qu'une différence d'intensité de 7 dB pour la parole entre les deux oreilles, donne l'impression que le son provient du côté où il est entendu plus fort. Cela est utile lors des tests de détection de simulateurs, par exemple le test d'Azzi.

2°/ UNE FONCTION DE TRANSFERT

La fonction de transfert de l'oreille externe est assurée par la conque et le conduit auditif externe. Effectivement, la pression acoustique au pied du tympan est différente de celle arrivant vers le pavillon.

L'amplification de ces deux éléments est sélective en fréquences, touchant surtout les hautes fréquences. L'oreille externe présente une amplification des fréquences de 1500 à 7000 Hz, variant entre 10 et 15 dB.

En focalisant les ondes sonores vers le méat acoustique, la conque constitue un résonateur autour de 5000 Hz. Cette amplification sera d'environ 10 dB [8].

En ce qui concerne le conduit auditif externe, les fréquences touchées par ce transfert sont comprises en 1500 et 4000 Hz, avec un maximum vers 2800 Hz.

Les différences entre les individus sont dues à l'anatomie unique de chaque oreille : longueur du conduit, courbure de celui-ci, diamètre, profondeur de la conque... Les

¹ Il s'agit d'un phénomène qui se produit lorsque des ondes rencontrent des obstacles, engendrant des perturbations dans la propagation des ondes. [7]

résonances standards sont comprises entre 2500 et 3000 Hz, mais il existe des résonances atypiques. Pour cette raison, il peut être utile de réaliser une mesure in vivo de l'oreille (cf. partie 3).

Calcul théorique de la résonance du conduit auditif externe

Pour ce calcul, il faut modéliser l'oreille en considérant le tympan comme un système masse-ressort, de raideur $k = 3000 \text{ N/m}$ et de masse m , d'environ 5 mg.

On négligera les forces de frottements ().

Le conduit auditif externe a une longueur moyenne de 24 mm, sa section S est considérée dans toute sa longueur comme un cylindre, $S = 80 \text{ mm}^2$.

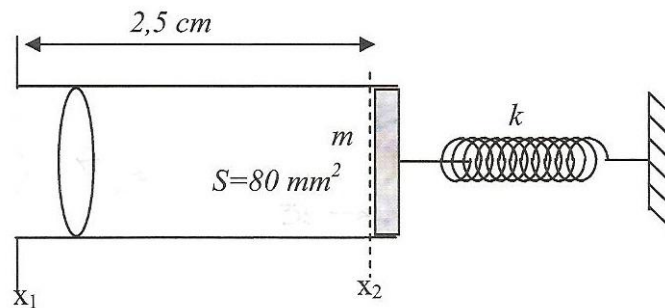


Fig. 4 : Schématisation de l'oreille externe [9]

Soit Z_1 l'impédance acoustique spécifique en $\text{Pa} \cdot \text{s/m}$, et Z_2 l'impédance acoustique spécifique en $\text{Pa} \cdot \text{s/m}$.

Soit l'impédance mécanique du système masse ressort :

— et

D'où —

Par définition, on a en : — et —

En remplaçant, —

Le conduit est ouvert en , soit
partie imaginaire sera égale à 0.

Le conduit entrera en résonance lorsque la

Soit —

On a par définition — — ;

Et —

Soit —

Remarque : et

—

—

—

Application numérique :

II. L'OREILLE MOYENNE

L'oreille moyenne [3] est une cavité remplie d'air, séparée de l'oreille externe par la membrane tympanique et constituée en son centre de la caisse du tympan.

A) LA MEMBRANE TYMPANIQUE

1°/ OBSERVATION DE LA MEMBRANE A L'OTOSCOPE

La membrane tympanique est de forme concave. Son diamètre est de 9 à 10 mm, il n'est pas évident d'observer la totalité du tympan, étant donné que le diamètre du conduit est de 5-6 mm dans sa plus petite portion.

La couleur normale du tympan est gris-blanc, plus ou moins lumineux. On note notamment un triangle lumineux dans le cadran antéro-inférieur (dû au réfléchissement de la lumière de l'otoscope).

Le relief du manche du marteau est visible sur le tympan dans le cadre antéro-supérieur.

Si l'on doit réaliser une paracentèse (par exemple lors d'une otite), cette ouverture est réalisée dans le cadran postéro-inférieur, à l'endroit où il y a moins de probabilité d'abîmer la chaîne des osselets ou les nerfs traversant la caisse tympanique.



Fig. 5 : photographie d'un tympan gauche [10]

2°/ STRUCTURE DE LA MEMBRANE TYMPANIQUE

Le tympan est formé de trois couches différentes successives (de l'extérieur vers l'intérieur) :

- Une couche épidermique, en continuité avec la peau du conduit auditif externe,
- Une couche fibreuse, qui donne l'élasticité et la rigidité du tympan,
- Une couche muqueuse, un épithélium respiratoire, assez fine, se prolongeant dans la totalité de la caisse du tympan.

De par sa structure, le tympan laisse apparaître deux zones :

- La **pars tensa**, qui forme la majorité du tympan, les trois couches y sont présentes,
- La **pars flaccida**, qui constitue le reste du tympan, la partie fibreuse y est absente, lui conférant sa fragilité.

La membrane est fixée dans les os du conduit auditif externe par une couche épaissie sur toute sa périphérie, appelée le bourrelet de Gerlach.

B) LA CAISSE DU TYMPAN

La caisse du tympan est une cavité remplie d'air, de la forme d'un parallélépipède rectangle, creusé dans l'os du rocher. Elle se situe à la croisée de deux axes : l'axe aérien, de l'avant vers l'arrière et l'axe auditif, du dehors vers le dedans. Quatre des six faces sont essentielles à l'audition :

- La paroi externe, constituée de la membrane tympanique

- La paroi supérieure, ou tegmen tympani, soutenant la chaîne ossiculaire grâce à des ligaments
- La paroi antérieure, ouverte sur la trompe d'Eustache
- La paroi interne, possédant deux ouvertures, la fenêtre ronde (ou cochléaire) et la fenêtre ovale (ou vestibulaire), et permettant la communication avec l'oreille interne.

Cette cavité contient la chaîne ossiculaire, composée de trois osselets. Lors de la transmission du son, la vibration de la membrane se poursuit par la vibration des liquides de l'oreille interne grâce à ces os.

Le premier osselet est le marteau, c'est aussi le plus long. Sa tête s'articule avec l'enclume, osselet le plus lourd. Lequel est ensuite imbriqué avec l'étrier. L'étrier est le plus petit os de l'organisme, pesant seulement 2 mg. Il possède deux branches et une platine, qui forme avec la fenêtre ovale l'articulation stapédo-vestibulaire.

C) ROLE DE L'OREILLE MOYENNE

L'oreille moyenne possède différents rôles, le bon fonctionnement de ceux-ci est assuré par la trompe d'Eustache [11] [12].

La trompe d'Eustache prolonge la caisse du tympan par sa face antérieure et va jusqu'au rhinopharynx. Il s'agit d'un conduit ostéo-cartilagineux. Sa position lui donne l'une de ses principales fonctions, qui est d'égaliser les pressions de part et d'autre du tympan. La face externe de cette membrane tympanique a une pression égale à la pression atmosphérique, car elle est en rapport direct avec l'extérieur ; tandis que la face interne correspond à la pression de l'oreille moyenne. Lorsqu'elle agit, le plus souvent, le passage de l'air se fait du nez vers la caisse tympanique. Cela va notamment être utile lors d'une balade en montagne ou en plongée.

1°/ UN TRANSDUCTEUR D'UN MILIEU AERIEN A UN MILIEU LIQUIDIEN

S'il n'y avait aucune adaptation entre le milieu aérien de l'oreille externe et le milieu liquidien de l'oreille interne, seul 0.1% de l'énergie sonore serait transmis, le reste serait alors réfléchi. [8]

L'oreille moyenne va jouer ce rôle d'adaptateur d'impédance avec un minimum de perte d'énergie. Il s'agit d'une transduction acoustico-mécanique. Elle transforme les vibrations sonores en niveau de pressions dans les liquides de l'oreille interne.

Deux effets entrent en jeu dans ce phénomène :

- L'effet de la différence de surface, entre la surface de la membrane vibrant lors d'une stimulation sonore et la surface de l'étrier qui va s'imbriquer dans la

fenêtre ovale (la platine). De ce fait, le rapport est de $\frac{9}{7}$, soit une amplification de 20.3.

- L'effet de levier, dû à l'anatomie de la chaîne ossiculaire. En raison d'une différence de longueur des deux os, à savoir 9 mm pour le corps du marteau et 7 mm pour l'enclume, l'amplification va être de 1.3 (rapport du bras de levier sur le support).

L'amplification combinée de ces mécanismes va être de 26.4 dB (les effets se multiplient).

2°/ UNE FONCTION DE TRANSFERT

Une fonction de transfert agit dans l'oreille moyenne : il s'agit du rapport entre la pression acoustique présente au niveau du tympan et celle mesurée à l'entrée de l'oreille interne (au niveau de la fenêtre ovale).

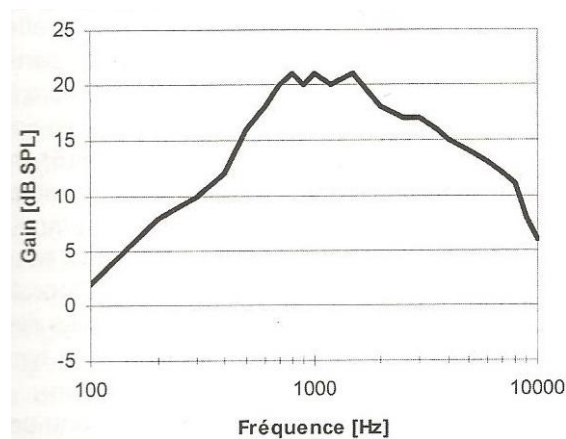


Fig. 6 : Schéma représentant la fonction de transfert de l'oreille moyenne [4]

Cette amplification des sons est maximale de 750 à 2000 Hz, et avoisine les 20 dB. L'amplification est donc meilleure pour les fréquences conversationnelles.

Les fonctions de transfert des oreilles externe et moyenne se combinent parfaitement et confèrent à l'oreille sa sensibilité auditive.

3°/ UNE PROTECTION DE L'OREILLE INTERNE

L'oreille interne est protégée des sons intenses par deux muscles ossiculaires : le muscle du marteau et le muscle de l'étrier.

Ces muscles ont des fibres courtes parallèles et une structure pennée. Leur contraction crée une forte tension avec un faible raccourcissement. Cette contraction est un réflexe et est réalisée lors de stimulation avec des sons forts.

- Le **tensor-tempani**, muscle du marteau, s'insère sur le col du marteau et le tire vers lui en se contractant. Cela a pour conséquence de rigidifier la chaîne. La latence de ce réflexe est comprise entre 60 et 290 millisecondes (ms).
- Le **muscle stapédien** part quant à lui, de la pyramide pétreuse et s'insère sur la tête de l'étrier. Ce muscle, plus petit que le précédent, provoque également une rigidification de la chaîne en attirant l'étrier vers la paroi. Ce réflexe se produit avec une latence de 17 ms.

Le réflexe stapédien, comme tous les réflexes, est bilatéral. Puisqu'il empêche la platine de l'étrier de s'enfoncer dans la fenêtre ovale, et donc la vibration des liquides de l'oreille interne, il la protège. La quantité d'énergie sonore transmise est alors diminuée.

Cependant, ce réflexe ne vaut pas pour les bruits impulsionnels, étant donné qu'il nécessite une certaine latence pour se faire.

Il a néanmoins certaines limites [13] :

- La protection réelle n'est que de 2 dB.
- Il n'agit que pour les sons de 80 dB au dessus du seuil auditif (entre 250 et 4000 Hz).
- Il masque sélectivement les basses fréquences, inférieures à 1000 Hertz.
- De plus, il est fatigable, n'agissant plus au-delà d'un certain nombre de stimulations.

III. L'OREILLE INTERNE

L'ensemble constitué de l'oreille externe et moyenne va former l'appareil auditif de transmission du phénomène vibratoire sonore, tandis que l'oreille interne va composer l'appareil auditif de transduction. Car celle-ci permet de transformer le message sonore d'une vibration liquidienne en impulsions nerveuses. [4]

L'oreille interne, située dans le rocher, est composée de deux parties [14] :

- Le labyrinthe antérieur ou cochlée, dévolu à l'audition
- Le labyrinthe postérieur ou appareil vestibulaire, dévolu à la fonction d'équilibration

Il est également constitué dans son ensemble par le labyrinthe osseux (ou capsule otique), il s'agit de la coque externe, comprenant deux ouvertures pour la fenêtre ronde et la fenêtre ovale, qui sont seulement recouvertes d'une fine membrane ; et

par le labyrinthe membraneux qui est contenu à l'intérieur, les récepteurs sensoriels y sont renfermés à l'intérieur.

Le **labyrinthe postérieur** est composé du vestibule, partie centrale, en continuité avec les trois canaux semi-circulaires.

Le **labyrinthe antérieur** est constitué de la cochlée, c'est lui qui est à l'origine de la genèse du message auditif.

A) LA COCHLEE

La cochlée est un long tube spiralé, qui s'enroule sur deux tours et demi autour d'un axe osseux, le modiolus. La cochlée est divisée en trois parties : le canal cochléaire, la rampe tympanique et la rampe vestibulaire. Ces deux dernières sont en communication avec la caisse du tympan, respectivement par la fenêtre ronde et la fenêtre ovale ; et se rejoignent à l'apex de la cochlée par l'hélicotreème. Elles contiennent en leur sein du liquide périlymphatique, tandis que le canal cochléaire est rempli d'endolymphe (riche en potassium). Cela aura une importance dans la transmission du message sonore.

Ce canal cochléaire a une section triangulaire, il est délimité par trois parois :

- La strie vasculaire : paroi externe, c'est un épithélium qui sécrète l'endolymphe, possédant trois rangées de cellules. Elle est responsable des échanges d'ions permettant le recyclage du potassium.
- La membrane de Reissner : paroi antéro-supérieure, qui est étanche et séparant la rampe vestibulaire du canal cochléaire.
- La membrane basilaire : paroi postéro-inférieure, dont l'épaisseur inconstante sur toute sa longueur lui confère des propriétés pour l'audition (cf. paragraphe suivant).

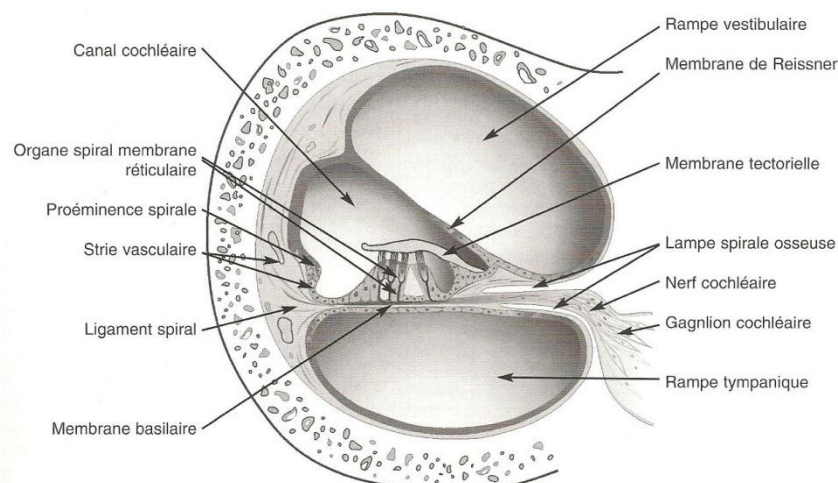


Fig. 7 : Schéma d'une section d'un tour de spire de la cochlée [4]

L'organe de Corti est contenu dans le canal cochléaire. Il contient des cellules ciliées internes et externes, qui sont des cellules neurosensorielles, et des cellules de support. C'est dans cet organe que s'effectue la transduction mécano-sensorielle. Il est isolé de tout contact avec la périlymphe, qui lui est toxique. Le tunnel de Corti, au centre, permet de déterminer les cellules internes et externes. A l'intérieur de celui-ci se trouve de la corticolymphhe.

Les cellules ciliées internes et externes sont des cellules neurosensorielles, ayant chacune un rôle particulier.

Les cellules ciliées internes sont au nombre de 3500 et sont disposées en une seule rangée, tout au long de l'organe de Corti. Elles sont piriformes et sont entourées de cellules de soutien. L'extrémité des stéréocils, dont sont coiffées ces cellules, sont libres dans l'endolymphhe et sont établies en rangées linéaires. Les cellules ciliées internes sont connectées à 90% des fibres afférentes² du nerf auditif.

Les cellules ciliées externes, de forme cylindrique, sont plus nombreuses (13000 environ) et sont établies en 3 ou 4 rangées. Un grand nombre de stéréocils sont présents à leur apex, dont les plus grands sont implantés dans la membrane tectoriale. Cela permet un lien entre les membranes basilaire et tectoriale. Ces stéréocils sont repérables par leur disposition en W, sur 3 à 4 rangées. Les cellules ciliées externes sont, quant à elles, connectées à 90% des fibres efférentes³ du nerf auditif.

De ce fait les cellules ciliées internes sont à l'origine du message auditif, tandis que les cellules ciliées externes permettent la mise en forme de celui-ci.

B) PHYSIOLOGIE DE L'OREILLE INTERNE

L'onde sonore traitée par la cochlée va rejoindre le nerf auditif. Ce nerf emprunte le conduit auditif interne pour gagner le tronc cérébral, et plus particulièrement les noyaux cochléaires. Une fois arrivée à ce niveau, l'information va subir un décodage en durée, en intensité et en fréquence. Puis sera transmise à travers plusieurs relais jusqu'au cortex auditif primaire. Deux mécanismes interviennent dans ce traitement de l'information par l'organe de Corti, l'un est passif, c'est la tonotopie cochléaire, l'autre est actif et fait intervenir des éléments biologiques.

1°/ LA TONOTOPIE COCHLEAIRE

Suite à une stimulation auditive, le mouvement de la chaîne ossiculaire provoque l'enfoncement de l'étrier dans la fenêtre ovale. Il découle de ce fait un mouvement de la périlymphe dans la rampe vestibulaire, et par suite également dans la rampe

² Elles amènent le message de la cellule vers le système nerveux central.

³ Les fibres efférentes emmènent les ordres du centre vers la cellule.

tympanique. Les deux rampes communiquent par l'hélicotreme. La périlymphe est un liquide incompressible, cela va engendrer un déplacement de la fenêtre ronde, ainsi qu'un mouvement de la membrane basilaire. Les rampes vestibulaire et tympanique jouent donc un rôle hydromécanique essentiel.

A une fréquence stimulée va correspondre un mouvement de la membrane basilaire à un endroit donné. L'onde se propage transversalement le long de la membrane basilaire, et va atteindre un maximum à une certaine distance de cette membrane. Cette sélection en fréquence se réalise grâce à une épaisseur ajustée, la membrane basilaire est fine et peu large à sa base, mais épaisse et large à son apex. Les fréquences aiguës sont codées à sa base, tandis que les fréquences graves le sont à son apex, ce qui explique que les fréquences aiguës sont les premières touchées lors d'une stimulation prolongée et intensive au bruit. Cette théorie a été découverte par Von Békésy.

2°/ UN MECANISME ACTIF

A ce phénomène passif, s'ajoute un mécanisme biologique. En effet, lors du mouvement de la membrane tectoriale, les stéréocils des cellules ciliées externes sont soumis à un déplacement. Celui-ci engendre une modification de la composition en potassium à l'intérieur de la cellule. Cette décharge de potassium provoque leur contraction. Le mouvement de la membrane basilaire se trouve amplifié dans la zone stimulée. Cette amplification est d'environ 50 dB.

Les stéréocils des cellules ciliées internes se trouvent également déplacés par le mouvement de la membrane tectoriale, provoquant la libération du glutamate. Ce neurotransmetteur donne naissance à un signal électrique, qui se déplace le long du nerf auditif et qui est envoyé au cerveau, où il y sera analysé.

IV. LE SPECTRE DE L'AUDITION

Chez l'homme, les fréquences audibles s'étendent du 16 Hertz (Hz) au 18000 Hz. Par son anatomie particulière, l'oreille ne perçoit pas toutes ces fréquences de la même manière. En effet, la sensation auditive varie en fonction de la fréquence. Le seuil normal d'audition passe par un minimum vers 3000 Hz, ce qui s'explique par l'amplification naturelle due à l'oreille externe. En ce qui concerne les fréquences graves, il faut ainsi une intensité importante pour provoquer une sensation auditive ; et d'une façon moindre pour les fréquences aiguës.

Fletcher et Munson ont déterminé des courbes d'isophonie, c'est-à-dire l'ensemble des sons purs (de différentes fréquences) produisant la même sonie⁴ (voir figure ci-dessous). L'échelle en phone(s) correspond à la valeur en dB à 1000Hz.

La courbe la plus basse correspond au champ minimal perceptible (MAF : Minimal Acoustic Field), tandis que la courbe la plus haute représente le seuil de douleur. Ces courbes ont été déterminées pour une audition binaurale et avec des sons purs.

L'aire comprise entre ces deux courbes est l'aire normale d'audition.

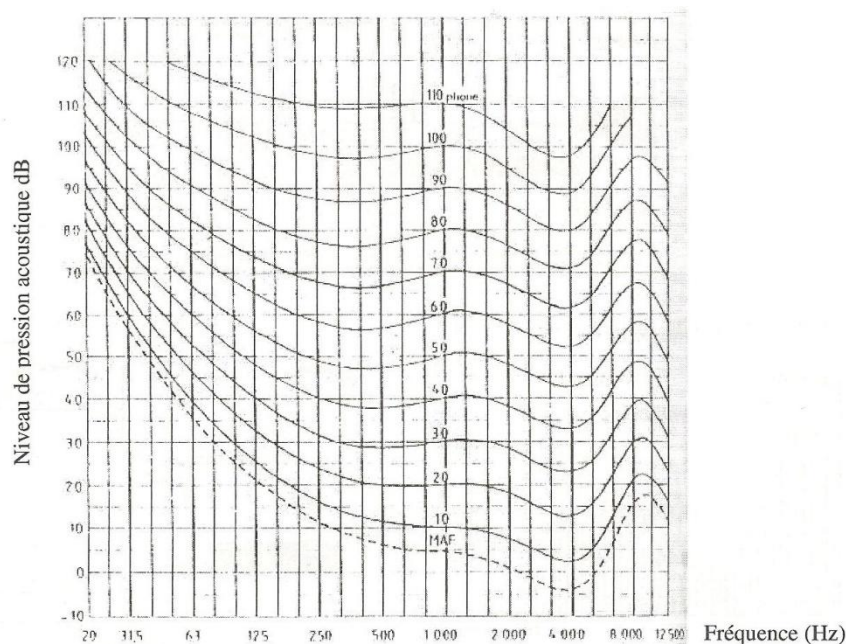


Fig. 8 : Diagramme des lignes isophoniques de Fletcher et Munson [15]

Dans le diagramme de Fletcher et Munson, en ordonnée le niveau est en (Sound Pressure Level). En audioprothèse, on utilise les (Hearing Level), appelés encore décibels audiométriques. De cette manière, le seuil d'audition du sujet est obtenu facilement, car il est considéré à 0 quelle que soit la fréquence sur les audiomètres.

Niveau en	=	Niveau en	du seuil auditif du malentendant
		- Niveau en	du seuil auditif du normoentendant

⁴ La sonie est la sensation auditive d'intensité sonore.

On peut schématiser l'audition de cette manière [16] :



Fig. 9 : Schéma du système d'audition binaural

En tenant compte des particularités de l'oreille et de ses différentes fonctions, il est intéressant d'étudier les différents déficits engendrés par un dysfonctionnement de l'une de ses parties.

CHAPITRE 2 : LES DIFFERENTES SURDITES

Nous avons vu précédemment le spectre d'audition normal, lorsque le message auditif est entendu sans déformation à l'intensité délivrée réellement. Il est nécessaire de déterminer, avant toute prise en charge audioprothétique, la déficience auditive du sujet ; l'audiométrie tonale liminaire est alors à notre disposition. Mais il est également utile de connaître de quel type de surdité est atteint le patient, elle nous renseigne alors sur la partie de l'oreille en défaut.

Cependant, bien qu'elle met en évidence une anomalie de l'appareil de transmission, ou de l'appareil de transduction, d'autres tests réalisés en cabinet ORL seront essentiels pour connaître avec précision l'élément responsable.

I. L'AUDIOMETRIE TONALE LIMINAIRE PROTHETIQUE

L'audiométrie tonale réalisée chez un audioprothésiste n'a pas, comme l'audiométrie clinique, un but diagnostique, mais prothétique.

Elle nous renseigne sur le **seuil d'audition** du patient, c'est-à-dire le niveau minimal de pression acoustique procurant, à une fréquence donnée, une sensation auditive. L'audiométrie tonale va donc nous aider à choisir le type d'appareil auditif qui conviendra au patient.

La **conduction aérienne** étudie l'oreille dans son ensemble, de son entrée dans le conduit auditif externe jusqu'aux centres nerveux, principalement sur les bandes d'octave de 125 Hz à 8000 Hz. Pour les fréquences supérieures, on parle d'audiométrie haute fréquence, qui sera utile, par exemple pour tester les effets ototoxiques des antibiotiques.

Elle est réalisée oreilles séparées, grâce à des écouteurs. Il est utile de vérifier leur bonne position, de même que la pression qu'ils exercent. Des sons purs sont utilisés.

La **conduction osseuse**, quant à elle explore l'oreille interne et les centres nerveux. Elle est recherchée grâce à la mise en place d'un transducteur mécanique, qui, placé sur l'os de la mastoïde va transmettre les vibrations sonores à l'ensemble de la boîte crânienne.

La peau, présente entre le vibreur et l'os, ainsi que la couche graisseuse plus ou moins importante suivant les personnes, altèrent la transmission sonore, rendant ce seuil un peu moins précis que le précédent.

Le seuil en conduction osseuse est inférieur d'environ 60 dB du seuil en conduction aérien [15]. Cependant, tout comme pour le seuil en conduction aérienne, le seuil osseux d'une audition parfaite est ramené par convention à 0 , cela pour une comparaison plus rapide des deux seuils.

La méthode de recherche est identique à celle de la conduction aérienne. Les bandes d'octave testées vont de 250 à 4000 Hz. Un assourdissement est toujours nécessaire en conduction osseuse afin d'éviter que la réponse de l'oreille controlatérale n'interfère avec celle de l'oreille testée. Celui-ci peut également être nécessaire en conduction aérienne quand il existe une différence interaurale non négligeable.

Les données sont reportées avec en abscisses les fréquences par bande d'octave et en ordonnées les intensités en décibels. De cette manière, on détermine visuellement par l'audiogramme le type de surdité incriminée, et par le Rinne audiométrique⁵.

Après avoir déterminé les seuils aériens et osseux, on recherche le **seuil d'inconfort**, seuil maximal tolérable par le patient, afin que le maximum délivré par l'appareil auditif (MPO) ne dépasse jamais ce seuil.

L'audiométrie tonale liminaire est un test subjectif, nécessitant la pleine participation du sujet. Dans un cabinet d'audioprothèse, nous n'avons que très peu à faire à des simulateurs, mais dans le cas de reconnaissance de maladie professionnelle, cela est possible. A terme, l'ASSR (ou potentiel évoqué auditif stationnaire) permettra de définir objectivement un seuil tonal objectif.

II. LA SURDITE DE PERCEPTION

La surdité de perception [17] est consécutive à une atteinte de l'appareil de perception. Beaucoup plus répandue que les deux autres types, elle est due à l'oreille interne (on parle alors de surdité de perception endocochléaire), ou due aux voies nerveuses auditives qui transmettent l'information jusqu'au cerveau, pour les surdités rétrocochléaires.

Les surdités de perception sont également appelées surdités neurosensorielles.

Sur l'audiogramme tonal liminaire, les courbes de conduction aérienne et osseuse sont toutes les deux abaissées, mais sont rapprochées, on parle de Rinne audiométrique fermé, car il est égal à zéro.

La réhabilitation de ces surdités est réalisée grâce à un appareillage auditif standard ou implantable lors d'une surdité totale (implant cochléaire).

Seule ces surdités pourront être appareillées par un appareil de forme Fuse.

⁵ Le Rinne audiométrique constitue l'écart entre les courbes de conduction aérienne et osseuse.

III. LA SURDITE DE TRANSMISSION

Comme son nom l'indique [17], il s'agit d'un défaut de fonctionnement de l'appareil de transmission. Elle est due à une lésion de l'oreille externe, dans ce cas, cela est soit congénital, soit consécutif à une accumulation de cérumen empêchant le son de passer du conduit auditif à la chaîne des osselets ; ou peut être due à une lésion de l'oreille moyenne, telle une déchirure du tympan ou une luxation d'un des osselets. La déficience maximale est de 60 dB, suivant l'atteinte considérée.

Ces surdités de transmission peuvent le plus souvent être corrigées par une opération chirurgicale, ou bénéficier d'un appareillage auditif conventionnel ou d'une prothèse à conduction osseuse.

Une telle surdité se repère sur l'audiogramme par un Rinne audiométrique dit ouvert, c'est-à-dire que la courbe en conduction osseuse est normale, mais la courbe en conduction aérienne est abaissée.

IV. LA SURDITE MIXTE

Ce type de surdité associe surdité de perception et surdité de transmission. Les deux appareils sont touchés, chacun à des degrés différents suivant la pathologie incriminée. On parle aussi de labyrinthisation lorsque la surdité touche le labyrinthe.

V. LES DEGRES DE SURDITES

La recommandation 02/1 bis du BIAP (Bureau International d'AudioPhonologie) du 1^{er} mai 1997 classe les surdités en cinq catégories [18] :

- La surdité légère : la perte tonale moyenne est située entre 21 et 40 dB. Il n'y a alors pas de difficulté pour les conversations au calme, mais cela commence à avoir des incidences dans le bruit.

- La surdité moyenne : la déficience est comprise entre 41 et 70 dB, mais comprend deux degrés :
 - 1^{er} degré : entre 41 et 55 dB
 - 2^{ème} degré : entre 56 et 70 dBLes bruits sont perçus s'ils sont familiers. La personne a des difficultés à comprendre le message vocal, notamment quand elle n'a pas la possibilité de voir son interlocuteur, ou s'il est inconnu.
- La surdité sévère : les bruits forts sont perçus, la parole n'est presque plus entendue, il faut hausser la voix et bien articuler pour être compris. Cette perte tonale est comprise entre 71 et 90 dB, avec deux degrés de difficultés :
 - 1^{er} degré : entre 71 et 80 dB
 - 2^{ème} degré : entre 81 et 90 dB
- La surdité profonde : sans appareil, la parole n'est pas perçue, seuls les bruits très puissants (type marteau-piqueur, coup de feu...) seront entendus. La perte est alors comprise entre 91 et 119 dB, avec trois degrés :
 - 1^{er} degré : entre 91 et 100 dB
 - 2^{ème} degré : entre 101 et 110 dB
 - 3^{ème} degré : entre 111 et 119 dB
- La surdité totale ou cophose, rien n'est perçu. La déficience étant de 120 dB.

Lorsque la perte auditive ne dépasse pas 20 dB, l'audition est considérée comme normale.

Cette perte auditive moyenne est calculée sur la moyenne des pertes tonales à 500, 1000, 2000 et 4000 Hertz.

DEUXIEME PARTIE : LES AIDES AUDITIVES

Une aide auditive est un instrument qui capte les ondes sonores lui arrivant et qui les restitue de manière amplifiée à la personne malentendante ou gênée. L'évolution de ces dispositifs est consécutive à l'avancée technologique dans les autres domaines de la vie quotidienne. Avant de décrire les appareils auditifs d'aujourd'hui, il est intéressant de retracer les innovations technologiques qui ont permis d'obtenir des aides auditives confortables, sur-mesure, et améliorant de façon considérable l'intelligibilité du malentendant.

CHAPITRE 1 : L'HISTORIQUE DES AIDES AUDITIVES

On ne peut retracer l'histoire de l'aide auditive sans parler de la plus ancienne : la main en coque derrière le pavillon. Encore utilisée aujourd'hui dans les situations bruyantes, car elle est naturelle et instinctive, elle augmente la surface du pavillon, augmentant l'onde sonore d'environ 10 dB de 1000 à 2000 Hz.

Différentes périodes se distinguent : l'ère pré-électrique et l'ère électrique [19] [20] [21] [22]

I. L'ERE PRE-ELECTRIQUE

L'ère pré-électrique est aussi surnommée l'ère acoustique. Les premiers moyens utilisés durant cette période, notamment dans l'Antiquité et au Moyen-âge étaient les cornes, coquilles, olifants et trompes. Ils offraient des amplifications variables suivant les modèles fabriqués et les matériaux utilisés (métal, ivoire, verre...).

Au XVIIème siècle, Athanasius Kircher décrit dans un de ses ouvrages, deux dispositifs : le Tubus Oticus pro surdatis et l'Ellipsis Otica, où les interlocuteurs se placent de part et d'autre de ce système.



Fig. 10 : Représentation de l'Ellipsis Otica [23]

Claude Nicolas Le Cat, en 1767, réalise des conques auriculaires et des cornets, reproduisant parfaitement l'oreille. Docteur en médecine, il a été le premier à envisager que l'audition binaurale améliorerait la compréhension dans le bruit.



Fig. 11 : Représentation du cornet auriculaire de Le Cat [23]

Déjà à cette époque où les dispositifs sont assez imposants (la puissance dépend de la taille), les inventeurs essaient de cacher ces aides dans l'environnement du malentendant. Au XVIIIème, Duguet utilise les accoudoirs d'un fauteuil pour cacher le système, aboutissant à un embout auriculaire. Un siècle plus tard, en 1841, Harrisson Curtis invente le fauteuil acoustique, où les accoudoirs véhiculent le son jusqu'à deux cornets.



Fig. 12 : Représentation du fauteuil de Duguet [23]

Dans ce siècle, les premières prothèses par conduction osseuse apparaissent, après qu'Albrecht von Haller ait décrit en 1757, la conduction osseuse. On note diverses inventions telles que :

- la baguette en bois maintenue entre les dents de Beethoven afin qu'il puisse entendre les sons de son piano ;
- le Soniferio, où l'une des extrémités est mordue, et l'autre est appuyée sur le larynx de l'interlocuteur ;
- le Dentaphone, de Cincinnati, l'extrémité libre étant constituée d'une peau de porc tendue, vibrant à l'arrivée des ondes sonores ;
- l'Audiophone, de Rhodes



Fig. 13 : Représentation de l'Audiophone de Rhodes [24]

Lors de l'exposition universelle de 1855, tous ces dispositifs ont été présentés, et notamment ceux qui se fondent dans les coiffures, broche, chapeau, ou même bouquet et canne...

En 1884, Politzer décrit une aide auditive, intra-conque, arguant, dans la même démarche que Le Cat, que l'audition n'en est que mieux améliorée que lorsque l'on garde la forme de l'oreille. Cet appareil permet, selon lui, d'augmenter la surface du tragus, et ainsi celle de l'intensité sonore.

Toutes les aides auditives de cette époque sont simples d'emploi et robustes, mais n'agissent qu'à proximité de la source.

II. L'ERE ELECTRIQUE

L'ère électrique commence avec l'invention du téléphone, suite aux recherches d'Alexander Graham Bell, voulant restituer l'audition à sa femme.

A) L'ERE DU CHARBON

Au début du XXème siècle, Ferdinand Alt, de la clinique Politzer, invente le premier appareil auditif électrique. Cet appareil donnait une amplification de 10 à 15 dB, pour les fréquences comprises entre 1000 et 1800 Hz. Il s'agissait d'une aide auditive à granule de charbon. Très encombrant, il n'est pourtant constitué que de trois éléments : le microphone constitué de grains de charbon, une pile et un écouteur, maintenu par un serre-tête. En fonction de la pression acoustique arrivant sur la membrane microphonique, la masse de charbon varie et produit un courant électrique.

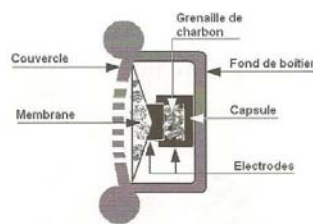


Fig. 14 : Représentation d'un microphone à grenaille de charbon [20]

Cet appareil était encombrant et lourd (1 Kg). Seul le volume sonore pouvait être réglé.

Dès lors, on ne jure que par la binauralité, évoquée un peu plus tôt.

Ce système fut amélioré d'un amplificateur à grenaille de charbon en 1924, le gain obtenu étant nettement amélioré.

Sur le même principe, des appareils à conduction osseuse ont été réalisés par la suite.

B) L'ERE DE LA LAMPE

En raison de **l'apparition des tubes à vide**, les premières aides auditives électroniques sont apparues. Wengel a notamment inventé une aide auditive à lampe de diffusion limitée.

Ce genre d'appareil nécessitait une grande quantité d'énergie, et était très encombrant. Le gain obtenu est supérieur à celui d'un appareil électrique. Progressivement, grâce aux progrès de miniaturisation de ces éléments amplificateurs, des appareils portatifs de ce type ont été réalisés.

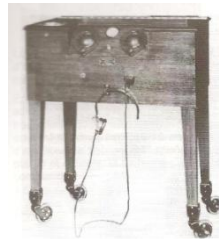


Fig. 15 : Représentation d'un appareil à tube [20]

C) L'ERE DU CIRCUIT INTEGRE

Les tubes électroniques ont été remplacés par les transistors, inventés en 1948 par les laboratoires Bell. D'abord utilisés à des fins militaires, ils ont ensuite été intégrés dans des aides auditives en 1952, permettant la création du premier contour d'oreille. Ne nécessitant qu'une faible source d'alimentation, il a permis, avec l'apparition des circuits intégrés, de créer des aides auditives de plus en plus petites et perfectionnées.

La première paire de lunettes auditives a été réalisée en 1954, les composants électroniques sont montés dans les branches. La presbytie étant fréquente à partir d'un certain âge, cela permettait de n'avoir qu'un seul dispositif d'aide. Cela a, de plus, permis l'essor des systèmes CROS⁶ ou BiCROS⁷.

⁶ Contralateral Routing of Signal. Ce type d'appareillage est réalisé lorsque que l'on est en présence d'une cophose d'un côté et d'une oreille saine de l'autre. Un microphone est placé sur l'oreille sourde, transmettant le signal à un appareil controlatéral. De cette manière, le malentendant perçoit les sons venant du côté sourd.

⁷ Bilateral Contralateral Routing of Signal. Du même principe que le CROS, cet appareillage concerne les personnes ayant une oreille morte d'un côté et une oreille malentendante de l'autre.

Cependant, en cas d'anomalie de correction d'un des deux dispositifs, la personne est privée de deux sens en même temps.

En 1955, l'intra-auriculaire standard est mis en vente, cet appareil est relié à l'oreille par un embout. Bien qu'on parle déjà à cette époque d'intra, celui-ci dépasse beaucoup de l'oreille.

En 1969, le premier appareil auditif qui utilise un microphone directionnel intégré arrive sur le marché.

Les premiers intra-auriculaires, sur mesure, logés dans la conque voient le jour en 1973, année où l'on est capable d'intégrer plus de 1000 transistors dans l'appareil à l'aide des circuits intégrés. Conçu par Starkey, il connaît un véritable essor.

Jusqu'en 1988, toutes les aides auditives sont analogiques, leur fonctionnement est simple, le son est amplifié de manière continue, selon une puissance déterminée. On passe alors aux appareils analogiques programmables, grâce à une console de programmation, propre à chaque fabricant, l'audioprothésiste affine le réglage de l'appareil suivant les fréquences.

En 1993, Le XP Peritympanique, premier intra-conduit profond et invisible, est développé par Philips.

En 1996, les aides auditives sont à programmation numérique, le signal sonore est converti à l'aide d'un convertisseur analogique numérique, après amplification, il subit l'action d'un convertisseur numérique analogique, puis est restitué modifié par l'écouteur.

Ce traitement du signal améliore la performance des appareils auditifs. Notamment la suppression automatique du larsen⁸, les réducteurs de bruit de l'appareil ne pourraient pas être possibles sans un traitement numérique.

En 2004, un mini-contour d'oreille « open », le ResoundAir de GN Resound est commercialisé, celui-ci s'adapte à toutes les oreilles à l'aide d'un tube fin standard et d'une ailette. Il permet de ce fait, une adaptation instantanée sans prise d'empreinte, ou un dépannage.



Fig. 16 : Photo du ResoundAir [25]

Un peu plus tard, les appareils à écouteur déporté virent le jour. Dans ce type d'appareil, l'écouteur est situé hors du boîtier, dans le conduit auditif et permet ainsi de réduire considérablement sa taille.

⁸ Le larsen est un son parasite, induit par la proximité entre le microphone et l'écouteur. Ce sifflement intervient lorsqu'une partie du signal de sortie, déjà amplifié se trouve capté par le microphone.

Ces deux derniers dispositifs peuvent également être adaptés avec des embouts moulés.

En 2008, Siemens lance un appareil à écouteur dans le conduit. La particularité de cet appareil, le Vibe, est qu'il se place dans la cymba de la conque.



Fig.17 : Placement du Vibe [16]

Cette même année, GN Resound commercialise un nouveau produit, le Be. Le microphone se place dans l'hélix, tandis que le reste de l'appareil se situe dans le conduit auditif.

En 2010, le Lyrics, un appareil jetable, mis en place dans le conduit auditif par l'audioprothésiste a été lancé par Phonak. Il est totalement invisible, étant donné son placement profond. Le malentendant peut alors se doucher avec sans problème.

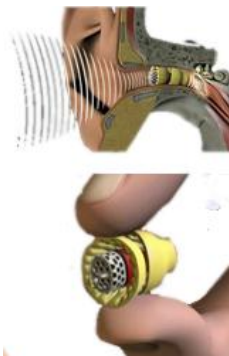


Fig.18 : représentation du Lyrics [26]

Après avoir retracé l'évolution des aides auditives, il est intéressant de se pencher sur les éléments composants ces appareils.

CHAPITRE 2 : LES AIDES AUDITIVES AUJOURD'HUI

I. STRUCTURE GENERALE D'UN APPAREIL AUDITIF NUMERIQUE

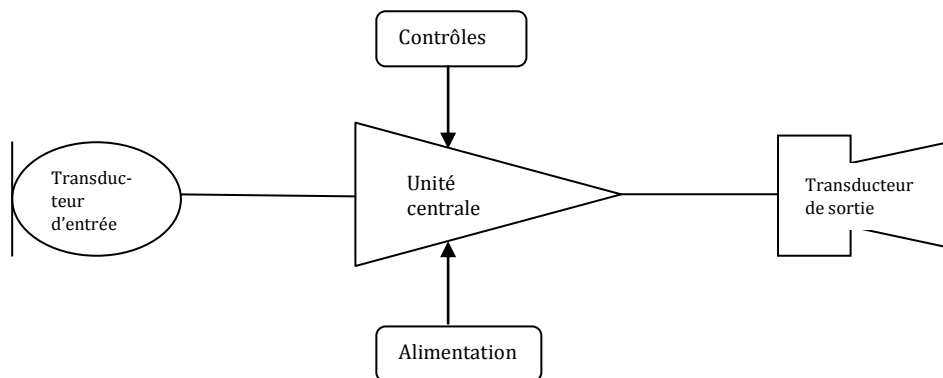


Fig. 19 : Représentation de la structure d'une aide auditive

L'aide auditive est un système qui capte les informations sonores, les traite de façon à les amplifier et les transmet à l'oreille grâce à un coupleur auriculaire. Chaque fonction de ce système est traitée par un élément particulier que nous allons détailler.

La structure de base est la même quelle que soit la forme de l'appareil auditif. [19] [27] [28] [29]

A) LES TRANSDUCTEURS ELECTROACOUSTIQUES D'ENTREE

1°/ LE MICROPHONE

Ce transducteur d'entrée capte les ondes acoustiques et les transforme en un signal électrique. Il est composé d'une membrane souple et d'un transducteur.

La membrane du microphone est mobile et se déplace lors des variations de pression acoustiques exercées. Le transducteur joue, quant à lui, le rôle de transformateur d'énergie. Le microphone est caractérisé par sa sensibilité⁹, ainsi qu'un diagramme de directivité, représentant sa sensibilité en fonction de l'angle de directivité de l'onde acoustique.

⁹ Rapport entre la tension à la sortie du microphone et la pression acoustique s'exerçant sur sa membrane.

Il existe différents types de microphones, le plus utilisé est le microphone à électret.

Plusieurs catégories existent : le mode omnidirectionnel et le mode directionnel, la différence vient d'une sensibilité différente dans les basses fréquences. Les aides auditives aujourd'hui changent automatiquement de mode suivant l'environnement sonore.

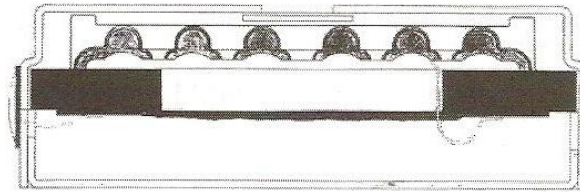


Fig. 20 : Représentation schématique d'un microphone à électret [28]

2°/ LA BOBINE D'INDUCTION

Plus couramment appelée bobine téléphonique, la bobine d'induction captrice est placée dans certaines aides auditives. Elle est sensible aux champs magnétiques et capte le signal d'une source externe lorsqu'elle est placée dans le champ d'une boucle inductrice émettrice.

De plus en plus de lieux publics vont être équipés de ce système d'aide aux malentendants. D'ici 2013, tous les lieux accueillants du public doivent être équipés. Cela permet au malentendant d'entendre le signal auditif sans être gêné ni par la distance entre l'émetteur et le récepteur, ni par les bruits ambiants.

La bobine téléphonique est une option dans l'aide auditive et ne peut pas être placée dans tous les appareils. Dans les intra-auriculaires, il n'y a bien souvent pas assez de place, sauf pour un intra-conque.

B) L'UNITE CENTRALE

L'unité centrale constitue l'électronique de l'aide auditive, permettant le passage de l'information entre le microphone et l'écouteur.

Les éléments constituant cet étage sont montés sur des circuits imprimés. Des circuits intégrés, avec divers éléments (résistances, transistors, condensateurs) y sont connectés.

Cet étage de sortie D stocke les caractéristiques de réglages de l'aide auditive.

L'amplificateur utilisé dans les aides auditives numériques est de classe D. Il est caractérisé par une haute efficacité et un taux de distorsion faible, c'est-à-dire que la

modulation temporelle du signal est la parfaite image du signal d'entrée [30]. Il transforme le signal analogique en signal numérique.

C) LES TRANSDUCTEURS ELECTROACOUSTIQUES DE SORTIE

Le transducteur électroacoustique de sortie d'un appareil auditif à conduction aérienne est l'écouteur. Dans la plupart des appareils numériques d'aujourd'hui, il s'agit d'un écouteur de classe D, qui présente une faible consommation. Il se caractérise par son facteur de transmission¹⁰, son rendement¹¹ et sa courbe de réponse (courbe du facteur de transmission en fonction de la fréquence).

L'amplificateur nécessaire au fonctionnement de l'écouteur, de même classe, est intégré dans celui-ci. Cela permet un gain de place.

Cet écouteur électromagnétique a la fonction inverse de celle du microphone, il convertit le signal électrique de sortie de l'unité centrale en un signal acoustique, transmis au tympan, à l'aide d'un coupleur auriculaire (coude et embout, ou coque de l'intra-auriculaire).

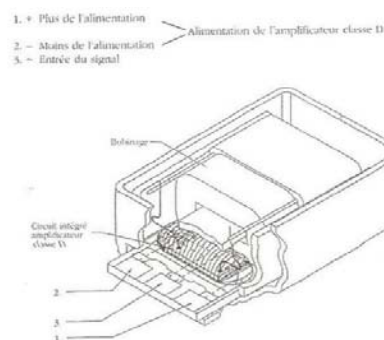


Fig. 21 : Schéma d'une coupe d'un écouteur D [19]

D) LES CONTROLES

L'audioprothésiste a le choix de différents réglages : choix de la directionnalité des microphones, du gain de chaque canal de l'aide auditive, mais également la compression, le choix de l'évent...

¹⁰ Rapport entre la pression acoustique de sortie et la tension correspondante. [28]

¹¹ Rapport entre la puissance acoustique reçue et la puissance électrique consommée dans le bobinage. [28]

II. LES PRINCIPAUX TYPES D'APPAREILS AUDITIFS CONVENTIONNELS PAR CONDUCTION AERIENNE

A) L'INTRA-AURICULAIRE

1°/ DESCRIPTION

Tous les éléments de l'aide auditive sont montés dans une coque réalisée sur mesure, après une prise d'empreinte du conduit auditif externe par l'audioprothésiste.

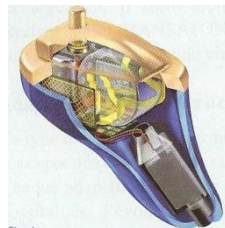


Fig. 22 : Représentation de la vue interne d'un intra-auriculaire [31]

Différents types d'intra-auriculaire existent en fonction de leur place dans l'oreille :

- l'intra-conque
- l'intra demi-conque
- l'intra-canal
- l'intra CIC (Completely In the Canal)
- l'intra péritympanique (intra profond)

2°/ AVANTAGES DE L'APPAREILLAGE AVEC UN INTRA-AURICULAIRE

- **Une grande discrétion** : le principal avantage de cette forme d'appareil est sa grande discrétion. Quand les malentendants font la démarche d'aller consulter un audioprothésiste, c'est l'appareil qu'ils demandent principalement.
- **Une conservation du rôle du pavillon** : grâce à la place de l'intra-auriculaire, les reliefs du pavillon focalisent les ondes et le microphone ayant une place privilégiée à l'entrée du conduit, capte principalement les ondes sonores venant de l'avant. De cette manière, la localisation des sons est facilitée.

3°/ INCONVENIENTS DE L'APPAREILLAGE AVEC UN INTRA-AURICULAIRE

- **Un problème d'oreille bouchée:** l'anatomie du conduit auditif, propre à chacun, ne permet pas systématiquement la réalisation d'un évent¹². L'évent permet l'équilibre des pressions entre l'extérieur et la cavité résiduelle¹³ de l'oreille, engendrant un certain confort pour le patient.
- **Un problème de larsen :** le larsen est un sifflement gênant et désagréable, intervenant lorsqu'il y a un manque d'étanchéité entre l'embout et le conduit, ou un évent trop grand. Il s'agit dans ce cas d'un larsen acoustique.

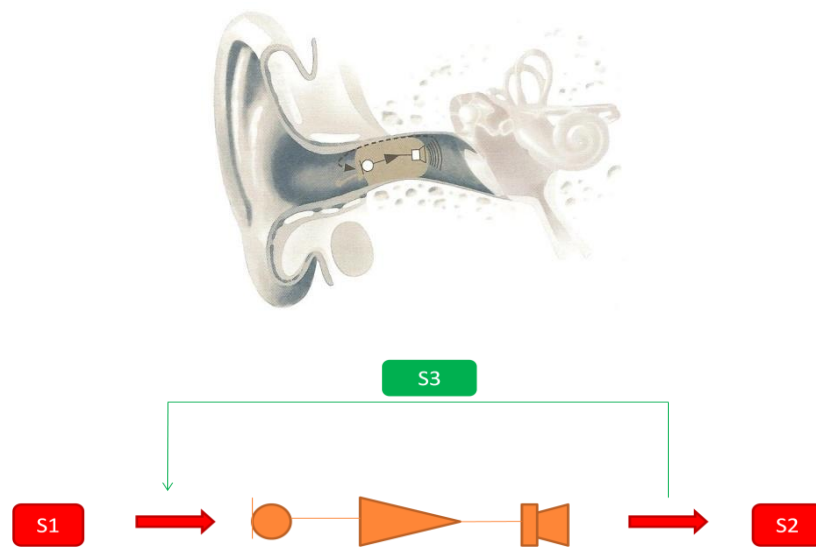


Fig. 23 : Représentation de l'effet larsen [32]

L'effet larsen intervient lorsqu'une partie du signal de sortie S2, amplifié, est à nouveau capté par le microphone (signal S3), puis amplifié. Cela forme une boucle de rétroaction. Lorsque le signal S3 est plus intense que le signal d'entrée S1, le larsen est créé.

Les anti-larsen permettent d'enrayer ce phénomène, mais diminuent le gain maximum disponible.

- **Un problème d'effet d'occlusion :** lorsque le conduit auditif externe est obstrué par une coque d'intra-auriculaire ou un embout, il se produit un effet d'occlusion. Cet effet agit sur les fréquences inférieures à 500 Hz. L'énergie de ces basses fréquences s'accumule entre le tympan et l'embout quand le malentendant porteur de l'aide auditive parle. En effet, anatomiquement, lorsque le patient produit une émission vocale, la mandibule se met en mouvement, provoquant le déplacement des parois cartilagineuses

¹² L'évent est un canal percé dans la coque ou l'embout.

¹³ Cavité restante entre le tympan et l'extrémité de l'embout.

aux alentours du conduit. Cette vibration ne pouvant pas s'échapper vers l'extérieur se trouve réfléchi sur le tympan.

La mesure in-vivo permet la mesure de cet effet. Il est calculé comme la différence entre la réponse de l'oreille avec un appareil auditif et la réponse de l'oreille nue. Ce procédé sera explicité dans la troisième partie de ce mémoire.

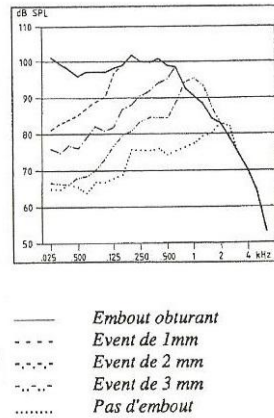


Fig. 24 : Représentation de l'effet de l'événement dû à l'occlusion [33]

L'amplification des fréquences graves, entre 200 et 500 Hz peut donc atteindre jusqu'à 25 dB avec un embout fermé.

Ce phénomène dépend bien évidemment du choix de l'appareillage, de son embout ou de sa coque, de l'anatomie du conduit auditif externe, mais aussi du crâne.

- **Un produit de petite taille :** cette petitesse de l'appareil engendre une manipulation parfois difficile pour les patients, notamment pour le changement des piles, ayant une faible autonomie.

B) L'APPAREIL A ECOUTEUR-DEPORTE

L'appareil à écouteur déporté est étudié ici avec un embout standard (dôme), pour une étude d'appareillage ouvert, tel le Fuse. Nous admettons qu'un tel appareillage peut également se faire avec un embout sur mesure fermé.

1°/ DESCRIPTION

Dans ce type d'aide auditive, seul l'écouteur est placé dans le conduit auditif, à proximité du tympan. Tous les autres éléments sont placés dans un contour derrière le pavillon. Cela permet de diminuer le volume du contour.

Avec un dôme standard, il est adapté pour les atteintes cochléaires avec conservation des fréquences graves, typiques de la presbyacousie¹⁴.

2°/ AVANTAGES DE L'APPAREILLAGE OUVERT

- **Une conservation de la résonance naturelle du conduit :** l'embout ouvert permet de conserver la résonance engendrée par l'anatomie du conduit, comme nous l'avons vu dans la première partie de ce mémoire.

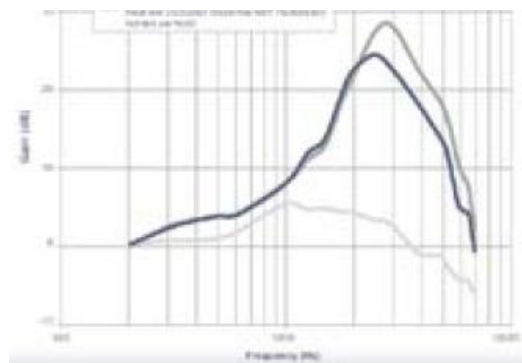
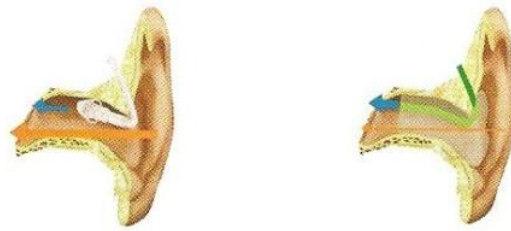


Fig. 25 : Courbe de réponse de gain en fonction de la fréquence (le gain en dB est en ordonnée, et la fréquence en Hz en abscisse) [34]. La courbe du haut représente la réponse de l'oreille nue ; la courbe foncée, la réponse de l'oreille avec un appareillage ouvert ; la courbe du bas représente l'occlusion avec un embout ayant un événement moyen.

- **Une suppression de l'effet d'occlusion :** la présence d'un événement de grande taille permet aux vibrations du corps de s'échapper de la cavité résiduelle du conduit, sans qu'il y ait une accumulation des basses fréquences désagréable pour le patient.
- **Un appareillage immédiat :** Aucune partie de ce type d'appareillage n'est réalisée sur mesure, le malentendant peut être appareillé rapidement. Cependant, si la perte auditive s'aggrave, un embout sur mesure peut être fabriqué afin de pouvoir amplifier de manière plus importante sans risquer d'atteindre le larsen.
- **Un son plus naturel :** La perte auditive neurosensorielle touche principalement les fréquences aiguës. Les fréquences graves, mieux conservées, n'ont pas besoin d'être autant amplifiées. L'appareillage ouvert permet au malentendant de percevoir les fréquences graves sans que celles-ci ne soient modifiées.

¹⁴ Surdité due au vieillissement, appelé aussi surdité en pente de ski, due   la configuration de la cochlée (cf. partie 1).



Avec ailette

Avec coque

Fig. 26 : Représentation des flux d'énergie entrant dans le conduit auditif externe, la flèche bleue étant l'énergie amplifiée par l'aide auditive et la flèche orange, celle venant de l'extérieur [35]

- **Un confort de port** : la présence d'une grande aération, associée à un embout souple en silicone, donne à l'appareillage ouvert un avantage, notamment pour un patient non-habitué à avoir un embout dans le conduit.
- **Un larsen mieux maîtrisé** : l'éloignement plus important entre le microphone et l'écouteur permet une meilleure gestion du larsen. Associé à des traitements anti-larsen de plus en plus performants, le phénomène de larsen est devenu plus rare, et le gain disponible alors plus important.

3°/ INCONVENIENTS DE L'APPAREILLAGE OUVERT

- **Un problème d'écho** : ce phénomène est engendré par un décalage de plus de 10 ms entre le son amplifié sortant de l'appareil et le son entrant par le conduit auditif de manière naturelle. Il s'agit du temps nécessaire au traitement numérique par l'appareil auditif. Cet écho, en plus d'être désagréable, est un frein à l'intelligibilité vocale. Le traitement doit donc être rapide si on veut pouvoir utiliser ce type d'appareillage. De nos jours, cet inconvénient n'en est plus un, mais ce problème est également rencontré avec certains systèmes d'écoute de la télévision.
- **Une perte de la directivité liée au pavillon** : le microphone de l'appareil auditif est positionné sur le haut de l'appareil, derrière le pavillon. Ce problème peut être résolu grâce à l'adaptation des microphones directionnels. De plus en plus de fabricants intègrent dans leurs appareils une gestion binaurale de l'audition. Lors d'un appareillage binaural, les puces intégrées des appareils reproduisent l'effet d'ombre de la tête, répliquant la différence d'intensité entre les oreilles, ceci dans le but d'une localisation plus aisée des sons.

III. LE FUSE : EN QUOI EST-IL UN CROSSOVER

A) DESCRIPTION DU FUSE

Le Fuse est un appareil intra-conduit de très petite taille destiné à la réhabilitation des pertes légères et moyennes de premier degré. Cet appareil permet une adaptation en instant-fit, dès le premier rendez-vous. De ce fait, le Fuse réunit le confort du mini-contour ouvert et l'invisibilité de l'intra-auriculaire.

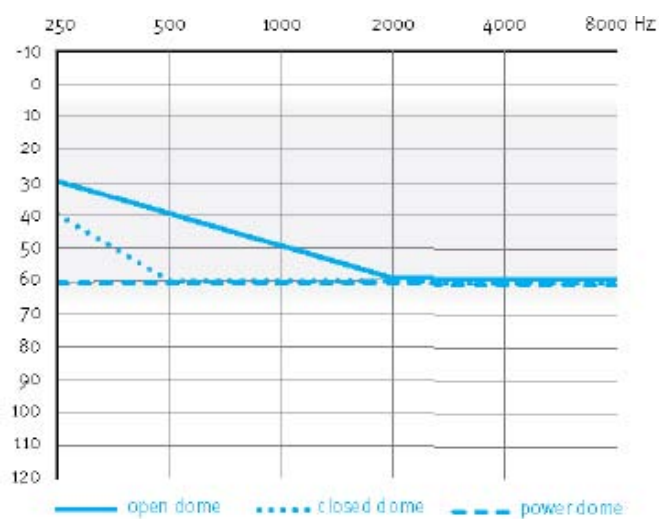


Fig. 27 : Plage d'application du Fuse suivant le dôme choisi [36]

1°/L'APPARENCE DU FUSE

Le Fuse est disponible en différents coloris, afin de satisfaire un maximum de personnes. Le corps de l'appareil est soit noir, soit rouge pour l'appareil droit et bleu pour l'appareil gauche. La faceplate, quant à elle, est disponible en trois couleurs, afin d'être la plus discrète possible.



Fig. 28 : Apparences disponibles pour le Fuse [36]

2°/ L'AIDE AUDITIVE STANDARD

Fuse est une aide auditive qui s'adapte sans besoin d'un embout sur-mesure, comme pour les appareils à écouteur déporté ou les mini-contours en open. Deux modèles existent : un modèle droit et un modèle gauche. Le dôme est choisi en fonction du diamètre du conduit auditif, mais également de l'audiogramme.

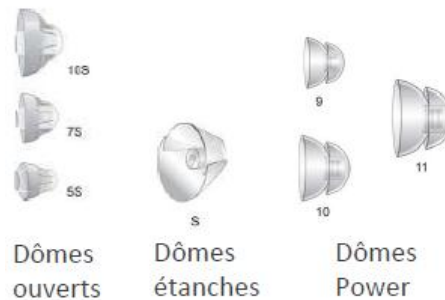


Fig. 29 : Schéma des différents dômes disponibles [36]

Plus l'embout est étanche, plus la plage d'application est élargie au niveau des basses fréquences.

Ce dôme, ainsi que le pare-cérumen, que l'on change facilement, permettent une protection de l'écouteur contre le cérumen.

Une languette peut être placée sur le Fuse, dans le cas d'un conduit plus large que l'appareil, de façon à ce que l'appareil ne s'enfonce pas trop dans le conduit.

Ce type d'aide auditive permet un dépannage rapide du patient, ce qui constitue un grand avantage. Les réglages sont réintégrés dans un appareil de prêt, le patient n'est ainsi pas privé du gain apporté par ses aides auditives.

3°/ L'APPAREILLAGE OUVERT ET CONFORTABLE

Le Fuse est inédit en deux points : d'une part il possède des événements jumeaux et d'autre part une articulation de l'appareil.

De part et d'autre du Fuse se situe un événement. Ces événements dual-flow constituent un événement supérieur à 3 mm. De cette manière, la voix passe naturellement et le conduit est aéré. Ils évitent alors l'effet d'occlusion. Le volume du Fuse est de 45 % plus petit qu'un appareil CIC traditionnel.



Fig. 30 : Représentation du Fuse sous différents angles montrant l'évent dual-flow [36]

L'articulation du Fuse est flexible, son conduit est articulé. De cette manière, il s'adapte parfaitement aux mouvements du conduit auditif, tout en gardant assez de points de rétention pour ne pas ressortir de l'oreille.

L'amplitude de cette articulation est de 30 degrés de haut en bas (angle supérieur) et de 20 degrés de gauche à droite (angle médian).

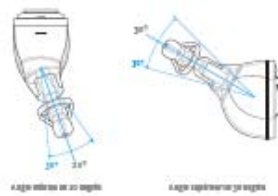


Fig. 31 : Représentation de l'articulation du Fuse [36]

4°/ L'ALIMENTATION

Comme tous les intra-conduits, le Fuse est alimenté par une pile 10, d'une capacité de 80 mAh (milliampères par heure). Le changement de pile se fait fréquemment, tous les 4 ou 5 jours. C'est ce qui explique que ce type d'appareil est dépourvu de connectique Bluetooth reliant le téléphone ou la télévision aux aides auditives.

B) LES TECHNOLOGIES

L'appareil Fuse existe dans différentes gammes : du cœur de gamme au haut de gamme. Leur distinction résulte du nombre de canaux et des options disponibles.

Le niveau de sortie maximum est de 109 dB, quant au gain maximal, il est de 40 dB.

La technologie Smart Focus n'est disponible que pour le Fuse passport et le Fuse latitude 16. Le Fuse latitude 8 est dépourvu de cette fonction.

- Latitude 8 : cet appareil en milieu de gamme possède 8 canaux de réglages. Doté de deux programmes automatiques, il reconnaît les environnements sonores où se trouve le porteur de l'aide auditive.

- Latitude 16 : avec 16 canaux de réglages et trois programmes automatiques, il constitue l'appareil haut de gamme.
- Passport : c'est l'aide auditive très haut de gamme, elle possède quatre programmes automatiques et 20 canaux de réglages.

Ces quatre programmes automatiques (jusqu'au plus perfectionné) réglables indépendamment sont:

- Le programme pour les environnements calmes : parole sans bruit,
- Le programme pour les environnements alliant le bruit et la parole : réunion ou soirée,
- Le programme bruit intense, pour les environnements ne contenant que du bruit,
- Le programme musical.

La transition d'un programme à l'autre est rapide et douce.

Le système Antishock, présent systématiquement, permet d'éliminer l'inconfort engendré par les sons brefs et indésirables.

1°/ LA TECHNOLOGIE SMARTFOCUS

La technologie SmartFocus a été conçue par Unitron dans le but d'améliorer l'intelligibilité dans le bruit, principal problème des malentendants.

Quatre fonctions s'adaptent pour optimiser la compréhension vocale : la réduction du bruit, l'amélioration de la parole, le gain général, ainsi qu'une stratégie microphonique.

Une étude par comparaison de deux appareils a été réalisée sur 44 patients, le SmartFocus est activé pour un seul de ces appareils. [37]

Les résultats de l'étude montrent que cette technologie améliore de 13.5 % la compréhension de la parole pour un appareil ouvert, lorsque le SmartFocus est réglé sur la clarté maximale.

2°/ L'ANTI-LARSEN

L'anti-larsen doit être activé pour chaque appareil. Il va permettre de fournir un gain stable.

Une mesure est réalisée, elle va tenir compte d'une part du choix du dôme, de l'anatomie du conduit auditif externe et de l'événement. Nous pouvons choisir d'activer ou de désactiver l'anti-larsen.

Il s'agit d'une suppression active et rapide du larsen. L'anti-larsen recherche ce signal amplifié et va émettre un signal de phase opposée. Les deux signaux s'annulant, le larsen ne sera alors pas perçu par l'utilisateur de l'aide auditive.

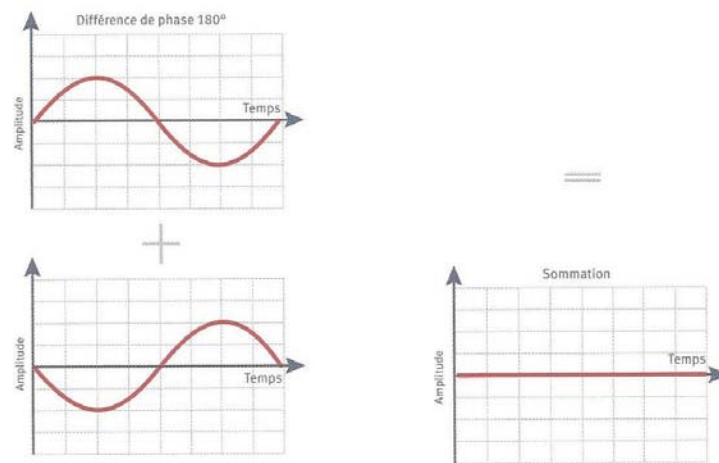


Fig. 32 : principe de l'anti-larsen par opposition de phase [6]

3°/ LA TELECOMMANDE SMART CONTROL



Fig. 33 : Télécommande SmartFocus [36]

La télécommande Smart Control est une option disponible pour les trois technologies du Fuse. Le malentendant pourra alors changer le volume de ses aides auditives suivant les situations dans lesquelles il se trouve.

Bien que les aides auditives Fuse incluent un système de programmes automatiques, trois autres programmes peuvent être ajoutés. Le patient passera d'un programme manuel à l'autre, ou au programme automatique grâce à cette télécommande.

Une autre fonction de cette télécommande est d'ajuster les niveaux de confort ou de clarté sonore suivant l'environnement. Cependant cette liberté laissée au patient, n'est pas souvent utilisée, gérée principalement sur le logiciel par l'audioprothésiste.

C) LE CROSSOVER

Tel l'intra-auriculaire, il constitue un appareil d'une grande discrétion, qui conserve l'effet focalisateur du pavillon.

Et tout comme le micro-contour à écouteur déporté, le Fuse permet d'une part d'appareiller le malentendant rapidement, étant donné qu'aucune pièce n'est réalisée sur mesure, et d'autre part de dépanner rapidement l'utilisateur du Fuse en cas de panne.

La présence d'un grand évent engendre une bonne aération de l'oreille, laisse passer les fréquences graves naturellement et évite l'effet d'occlusion tel un appareillage ouvert.

Au niveau des inconvénients, comme tous les appareillages, il présente un risque de larsen et ne convient pas à toutes les oreilles.

D'après toutes ces données, le Fuse présente effectivement des similitudes entre l'intra-auriculaire et l'appareil à écouteur déporté. Nous allons maintenant étudier cet appareil sur le terrain.

TROISIEME PARTIE : ETUDE PRATIQUE

CHAPITRE 1 : PREPARATION DE L'ETUDE

Les différentes études ont été réalisées avec des Fuse latitude 16 (technologie haut de gamme disponible avec la forme « Fuse »). (Cf. annexe 1)

Le but de cette étude est d'observer, en pratique, le comportement de l'oreille lorsque l'appareil Fuse est mis en place.

I. LOCAL

L'étude a été réalisée dans des locaux dédiés à l'activité audioprothétique. Ces locaux sont réglementés [38]. Le niveau de bruit de fond équivalent mesuré pendant une heure dans le local () ne doit pas dépasser 40 (décibels pondéré A¹⁵).

La réglementation détermine également une valeur maximale de temps de réverbération¹⁶. Celui-ci doit être inférieur à 0.5 seconde à la fréquence 500 Hz dans le local de mesure. Ce qui signifie que le local doit être bien isolé.

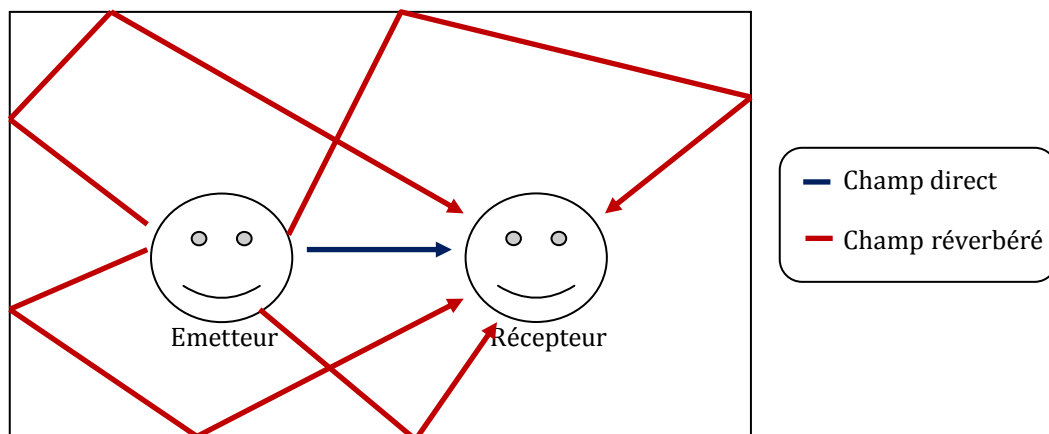


Fig. 34 : Schéma simplifié du comportement d'une source sonore dans une salle

¹⁵ Les pondérations sont utilisées pour traduire la physiologie de l'oreille (cf. 1^{ère} partie, chapitre 1, 4)). Il existe trois types de pondération qui sont normalisées (cf. annexe 2) :

- la pondération A (), correspondant à la courbe isosonique de 40 phones
- la pondération B (), courbe isosonique de 70 phones
- la pondération C () courbe isosonique de 100 phones

Une dernière pondération, la pondération D () est utilisée dans l'aérophonie pour les bruits extrêmement forts. La pondération A est la plus fréquemment utilisée.

¹⁶ Le temps de réverbération est le temps mis par un son pour que le niveau acoustique décroisse de 60 dB, dans une salle, après extinction de la source sonore.

En effet, dans un local, un son émis va être réfléchi sur les parois. Le niveau acoustique de ce son sera alors la somme de l'onde directe (venue de la source et reçue sans obstacle par le récepteur) et des ondes réverbérées (dus aux multiples réflexions des sons sur les murs). Le champ réverbéré est diffus, il n'y a aucune direction privilégiée du son.

Lorsque les ondes réverbérées et l'onde directe ont un décalage de l'ordre de 50-60 ms, cela va être perçu par l'oreille humaine. Une sensation auditive désagréable est ressentie par superposition de ces ondes, engendrant alors une baisse de l'intelligibilité de la parole, c'est-à-dire pour la perception correcte du message vocal.[9]

Divers catégories de matériaux (matériaux poreux, membranes...) et procédés (parois simples, multiples...) peuvent être choisis en ce qui concerne l'isolation, ceci en fonction de l'architecture intérieure souhaitée dans le local, les possibilités techniques réalisables (lorsque le local est déjà construit), l'éventuelle conciliation entre efficacité énergétique et acoustique [39], mais aussi le coût.

II. DESCRIPTION DE LA MESURE IN VIVO

A) MATERIEL NECESSAIRE

Les seuls matériels nécessaires à l'adaptation d'une aide auditive, hormis le matériel informatique pour les réglages sont une chaîne de mesure et un système de haut-parleurs. La chaîne de mesure disponible dans les centres où le test a été réalisé est Affinity 2.0.



Fig. 35 : Chaîne de mesure Affinity [40]

Pour cette chaîne de mesure, trois modules sont disponibles suivant les besoins :

- un module d'audiométrie,
- un module de mesure in vivo et RECD,
- et le module de chaîne de mesure à proprement parler

B) DEROULEMENT

La mesure in-vivo [41] [42] est également appelée REM (Real Ear Measurement). Ce terme a une origine latine. Bien qu'elle fût commercialisée il y a 27 ans, elle connaît de nos jours un essor. Certains fabricants l'intègrent directement dans leurs appareils, afin de nous rendre la manipulation plus aisée et plus rapide.

La mesure in-vivo est un test objectif, dont le but est de vérifier le fonctionnement des aides auditives, une fois placées à l'oreille du patient, et d'améliorer ainsi les réglages.

Nous disposons d'un système de mesure contenant le microphone de référence, nous adaptons sur ce dispositif les sondes fines, en silicone, contenant quant à elles le microphone de mesure. Ces sondes sont changées à chaque patient.

La seule prérogative avant d'accomplir ces mesures est de respecter la procédure.

1°/PROCEDURE DE MESURE

- L'otoscopie :

L'otoscopie est essentielle, elle permet de vérifier l'absence de cérumen et de tout autre obstacle à la mesure ; mais également de déterminer l'orientation du conduit auditif, afin de faciliter la mise en place de la sonde.

- L'étalonnage de la sonde :

Le tube sonde doit être étalonné à chaque fois que l'on change de sonde. Cela permet la linéarisation du microphone de mesure et du microphone de référence. Nous pouvons donc ainsi obtenir de bons résultats. La calibration est bien effectuée, lorsque l'on obtient, hors de l'oreille, une mesure de 0 dB sur la totalité du champ fréquentiel.

- La position du patient :

Le patient est positionné face au haut parleur, à 1 mètre de celui-ci.

- Le placement de la sonde :

La sonde est placée près du tympan, à environ 5 mm de celui-ci. Durant les mesures réalisées avec appareil, cette sonde doit dépasser l'embout ou l'aide auditive d'au moins 5 mm.

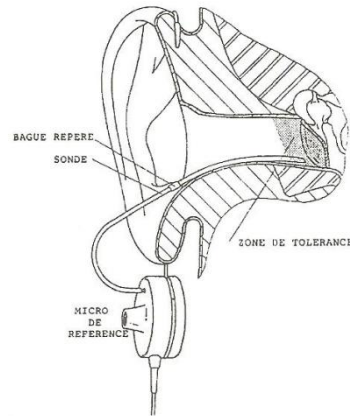


Fig. 36 : Position de la sonde dans l'oreille [42]

- Le choix du stimulus :

Le niveau du stimulus utilisé est de 70 . Cette intensité permet de ne pas faire entrer l'appareil en saturation. Nous pourrions tout à fait réaliser des mesures à différents niveaux entre 40 et 90 , afin de pouvoir vérifier l'appareil dans sa totalité.

En ce qui concerne le type de stimulus utilisé, un signal en sons purs n'est pas conseillé à cause de la formation d'ondes stationnaires.

Nous pouvons donc utiliser du bruit blanc ou rose, pour les mesures sans appareil ; un signal ISTS (International Speech Test Signal) sera utilisé de façon à mesurer les performances de l'aide auditive. Ce signal est un mix de plusieurs langues. Avec ce type de signal, les débruiteurs n'ont pas besoin d'être désactivés.

- La réalisation des mesures :

Les mesures sont réalisées selon un ordre précis, comme nous allons le voir ci-après.

2°/ MESURES EFFECTUEES

Plusieurs mesures sont réalisées, les plus courantes sont :

- Le REUR (Real Ear Unaided Response) : il s'agit de la réponse de l'oreille non appareillée. Le niveau de pression acoustique est mesurée en en fonction des fréquences, dans le conduit auditif ouvert. L'amplification naturelle de certains sons par l'oreille est facilement observable, comme nous l'avons exposé dans la partie consacrée aux rappels.

- Le REAR (Real Ear Aided Response) : c'est la réponse de l'oreille appareillée. La mesure se fait ici, sans déplacer la sonde et avec l'appareil auditif en fonctionnement.
- Le REIG (Real Ear insertion Gain) : c'est le gain d'insertion, cette mesure découle des précédentes, c'est la différence entre le REAR et le REUR. Elle représente la quantité d'amplification que l'oreille reçoit effectivement de l'appareil auditif. Cette courbe d'amplification est comparée à celle du gain cible. Le gain cible est calculé à l'aide d'une formule d'appareillage et d'un audiogramme.
- Le REOR (Real Ear Occluded Response) : il s'agit de la réponse de l'oreille occluse du patient. Le placement de la sonde reste inchangé, l'aide auditive ou l'embout est placé dans le conduit, mais l'appareil est en position éteinte. Le différentiel entre le REOR et le REUR nous donne des renseignements sur l'occlusion engendrée.

3°/ LIMITES ET PROBLEMES RENCONTRES

Durant les mesures, on peut se heurter à un certain nombre de problèmes, qui peuvent engendrer des inexactitudes:

- La sonde :
 - La profondeur d'insertion doit être la même à chaque mesure. Si la sonde bouge entre la mesure oreille nue et oreille appareillée, la conclusion sera difficile.
 - Entre deux rendez-vous avec le patient, elle doit également être la même, pour se faire, on se sert de la bague de mesure (située sur la sonde).
 - La sonde peut également être pincée lors du placement de l'aide auditive, ce problème est repéré assez rapidement par la mesure.
 - La sonde peut provoquer une fuite acoustique, notamment dans le cas des embouts fermés.
- Le mouvement du patient : il peut également être source de confusion lorsque l'angle entre l'oreille et le haut-parleur est modifié. Cela est dû aux caractéristiques du microphone mais aussi de l'oreille en elle-même.
- Le cérumen : une trop grande production de cérumen peut boucher la sonde, et donc perturber la mesure.

D'une manière générale, le protocole de mesure doit toujours être réalisé dans les mêmes conditions.

CHAPITRE 2 : REALISATION DE L'ETUDE

L'étude du Fuse d'Unitron comporte différents tests qui ont été réalisées afin d'être critique envers les informations que l'on peut recevoir de différentes sources lors de la sortie d'un appareil auditif. Chaque fabricant voulant, bien évidemment, surpasser ses concurrents en vendant le plus d'appareils. Tester les nouveaux appareils sans préjugé apparaît alors comme une nécessité.

Nous vérifierons tout d'abord, l'effet qu'a cet appareil dans le conduit auditif chez plusieurs personnes, à savoir l'effet d'occlusion à l'aide de mesure in vivo et l'autophonation en fonction des impressions des personnes.

Une étude du gain, après mise en marche de l'anti-larsen par opposition de phase, a été accomplie et comparée avec celui d'un appareil à écouteur déporté.

Et enfin, une synthèse des appareillages effectués avec des appareils de type Fuse en monaural ou binaural a été réalisée.

I. PREMIERE PARTIE DE L'ETUDE

En théorie, un appareil auditif de type Fuse laisse, par ses événements jumeaux, une ouverture plus importante qu'un événement de 3 mm (lorsque cet appareillage se fait avec un dôme ouvert). Une vérification objective de l'occlusion sera faite au préalable, puis nous consignerons les sentiments du patient, quant à l'impression générale du produit, mais également sur la sensation d'autophonation.

A) PROTOCOLE DE CE TEST

On réalise en premier lieu, après étalonnage de la sonde, et placement de celle-ci près du tympan, une première mesure de la résonance naturelle du conduit (sans appareil).

En second lieu, une mesure de la pression acoustique, à 70 dB d'entrée du signal, est faite en présence de l'appareil auditif en position éteinte, sans avoir modifié l'emplacement de la sonde. De cette manière, on se rendra compte si ce produit possède effectivement les caractéristiques de l'appareillage ouvert.

Nous demanderons enfin aux patients de parler, tout en ayant l'appareil auditif mis en place, et de nous dire si, dans cette situation leur voix est renforcée, fait écho, et s'ils entendent plus fort les bruits de leur corps. Nous recueillerons également leur sentiment sur l'aide auditive en elle-même.

B) SELECTION DES SUJETS POUR L'ETUDE

Pour cette étude, les sujets sélectionnés doivent uniquement être compatibles avec le Fuse.

Pour ce faire, nous avons à notre disposition, un outil de mesure. Une sonde est positionnée au niveau du deuxième coude, et un marqueur de cette sonde est placé à l'ouverture du conduit. Si cet outil masque le marqueur, le Fuse est compatible avec l'oreille.

Nous déterminerons aussi si la languette de sécurité est nécessaire pour le bon maintien du Fuse dans l'oreille.

C) RÉSULTATS

Cas n°1

✓ Mesure de l'oreille nue



Fig. 37 : Courbe de réponse de l'oreille nue, cas n°1

✓ Différentiel de mesure entre l'oreille nue et l'oreille appareillée (Fuse éteint)



Fig. 38 : Courbe de réponse de l'oreille occluse, cas n°1

✓ Impression sur le produit

- Impression de n'avoir rien dans l'oreille, bonne adaptation de l'appareil dans le conduit lors de la mastication
- Design attractif par rapport aux autres aides auditives, plus petit
- Bonne tenue (avec languette de sécurité intégrée)
- Simple d'utilisation

Cas n°2

✓ Mesure oreille nue



Fig. 39 : Courbe de réponse de l'oreille nue, cas n°2

✓ Différentiel de mesure entre l'oreille nue et l'oreille appareillée (Fuse éteint)



Fig. 40 : Courbe de réponse de l'oreille occluse, cas n°2

✓ Impression sur le produit

- Petit
- Pratique
- Facile d'utilisation
- Minutieux
- Bonne tenue sans languette de sécurité

Cas n°3

✓ Mesure oreille nue

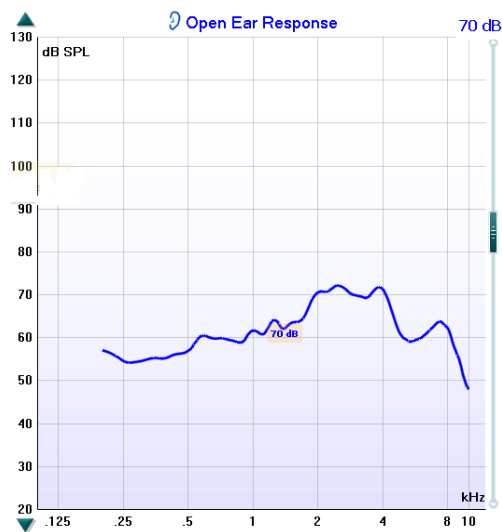


Fig. 41 : Courbe de réponse de l'oreille nue, cas n°3

✓ Différentiel de mesure entre l'oreille nue et l'oreille appareillée (Fuse éteint)



Fig. 42 : Courbe de réponse de l'oreille occluse, cas n°3

✓ Impression sur le produit

- Discrétion
- L'appareil ne se sent pas, avec languette de sécurité
- Impression subjective de parler dans un tonneau (le test ne le vérifie pas)
- Difficulté à ouvrir le tiroir-pile et changer la pile

Cas n°4

✓ Mesure oreille nue

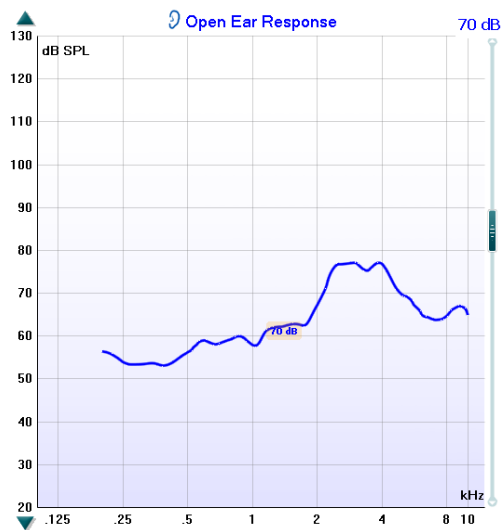


Fig. 43 : Courbe de réponse de l'oreille nue, cas n°4

✓ Différentiel de mesure entre l'oreille nue et l'oreille appareillée (Fuse éteint)



Fig. 44 : Courbe de réponse de l'oreille occluse, cas n°4

✓ Impression sur le produit

- Discrétion
- Bonne tenue avec languette de sécurité
- Bouche l'oreille
- Pas de modification subjective de la voix

Cas n°5

✓ Mesure oreille nue

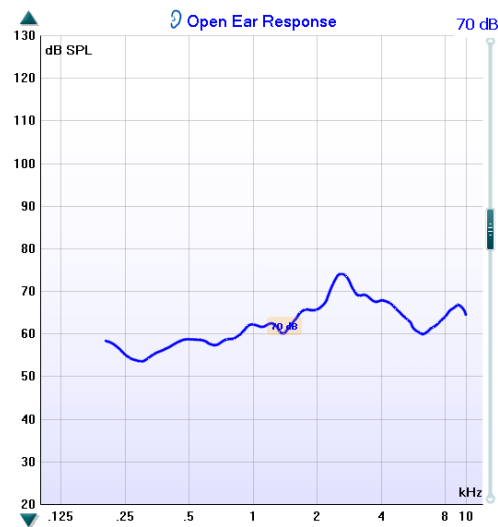


Fig. 45 : Courbe de réponse de l'oreille nue, cas n°5

✓ Différentiel de mesure entre l'oreille nue et l'oreille appareillée (Fuse éteint)



Fig. 46 : Courbe de réponse de l'oreille occluse, cas n°5

✓ Impression sur le produit

- Discrétion
- Bonne tenue sans languette de sécurité
- Pratique
- Manipulation aisée
- Pas de difficulté de manipulation

Cas n° 6

✓ Mesure oreille nue

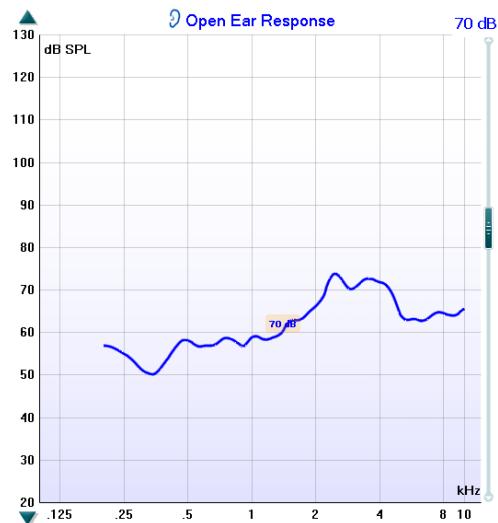


Fig. 47 : Courbe de réponse de l'oreille nue, cas n°6

✓ Différentiel de mesure entre l'oreille nue et l'oreille appareillée (Fuse éteint)



Fig. 48 : Courbe de réponse de l'oreille occluse, cas n°6

✓ Impression sur le produit

- Appareil attractif par sa discrétion
- Pas de modification subjective de la voix
- Tenue sans languette de sécurité

Cas n° 7

✓ Mesure oreille nue

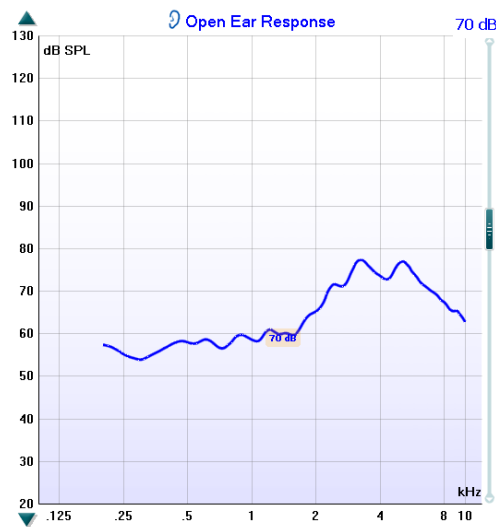


Fig. 49 : Courbe de réponse de l'oreille nue, cas n°7

✓ Différentiel de mesure entre l'oreille nue et l'oreille appareillée (Fuse éteint)

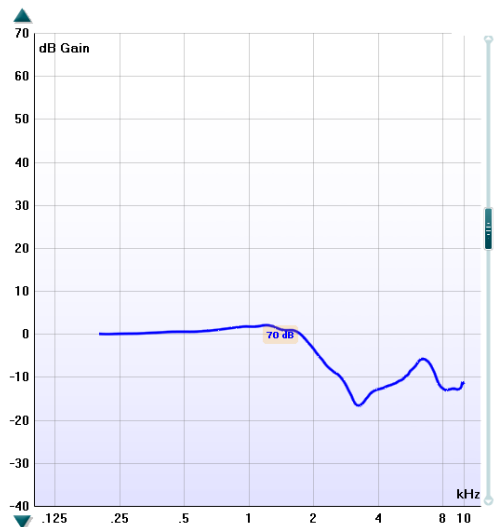


Fig. 50 : Courbe de réponse de l'oreille occluse, cas n°7

✓ Impression sur le produit

- Désagréable dans l'oreille, sans languette de sécurité
- Discret
- Instinctif pour les appareils différenciés par les couleurs rouge et bleu, moins pour les appareils de coloris noir où le signe déterminant le côté droit ou gauche est peu visible.

Cas n°8

✓ Mesure oreille nue



Fig. 51 : Courbe de réponse de l'oreille nue, cas n°8

✓ Différentiel de mesure entre l'oreille nue et l'oreille appareillée (Fuse éteint)



Fig. 52 : Courbe de réponse de l'oreille occluse, cas n°8

✓ Impression sur le produit

- Discret et petit
- Facile à manipuler et à mettre en place
- Légère résonance subjective de la voix
- Tenue sans languette

D) ANALYSE

L'ensemble de cette partie de l'étude nous donne approximativement les mêmes résultats pour tous les patients testés, nous avons donc décidé de ne produire que les résultats de huit patients.

Pour toutes les oreilles testées, la résonance naturelle du conduit se situe entre 2500 et 3200 Hz. Cela confirme ce que l'on a démontré dans la première partie de ce mémoire.

La mesure réitérée avec l'appareil Fuse en position éteinte, montre que les fréquences graves passent naturellement dans le conduit auditif, grâce aux événements.

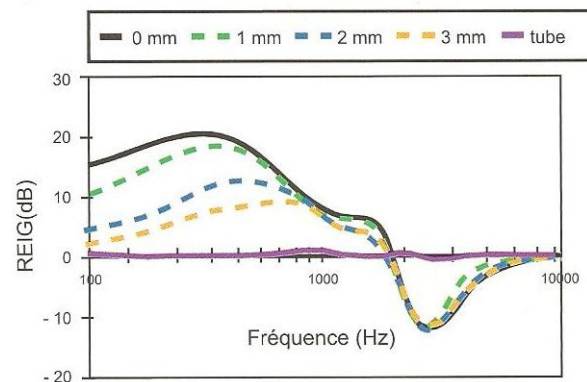


Fig. 53 : Représentation de l'effet d'occlusion en fonction du diamètre de l'évent [35]

La figure ci-dessus, nous permet d'interpréter plus en détails la mesure. Dans ce graphique, le gain d'insertion des fréquences aigues est négatif lors de la présence d'un embout, quel que soit l'évent choisi, mais est égal à zéro avec un simple tube.

La courbe d'occlusion du Fuse suit jusqu'à 1500 Hz celle d'un simple tube sans embout. Tandis que pour les fréquences aigues, elle est identique à l'occlusion de l'oreille par un embout qu'il y ait un événement ou non.

De cette étude, nous pouvons conclure que le Fuse n'engendre effectivement pas d'effet d'occlusion et qu'il constitue un appareillage ouvert, doté d'un événement supérieur à 3 millimètres.

En ce qui concerne les sentiments des patients envers le Fuse, le mot qui revient systématiquement est la discrétion. Les avis, quant aux impressions subjectives de l'appareil, sont assez hétérogènes.

II. DEUXIEME PARTIE DE L'ETUDE

L'appareil de type Fuse permet une grande aération du conduit. Or, comme nous l'avons vu auparavant, cela peut engendrer un larsen acoustique. L'anti-larsen va agir pour éviter ce désagrément. Cependant par son action, il limite le gain maximum disponible, au-delà de ces limites, le larsen sera largement probable. Cet anti-larsen est-il réellement performant sur ce type d'appareil ? Le but de ce test est donc d'y répondre. On peut comparer uniquement des anti-larsen identiques. La comparaison se fera donc sur des appareils de même technologie, mais de forme différente : le latitude 16 Fuse et le latitude 16 Moxi (appareil à écouteur déporté).

A) PROTOCOLE DE CE TEST

La première étape de ce test est de programmer les appareils au gain maximum disponible, chacun ayant un gain différent (on en tiendra compte pour l'analyse des résultats). Un test anti-larsen est réalisé pour chacun des appareils. Les limites de larsen sont alors appliquées.

Une mesure in-vivo oreille nue (REUR) est d'abord effectuée.



Fig. 54 : Mesure in-vivo oreille nue

On pratique ensuite une mesure de l'oreille appareillée (REAR) pour chaque appareil. L'intensité retenue pour ce test est de 60 dB, étant donné le gain des appareils programmés.

B) RESULTATS

Résultats du latitude 16 Fuse

La courbe bleue foncée représente les limites du gain disponible après activation de l'anti-larsen. La courbe bleue clair montre le gain général de l'appareil.

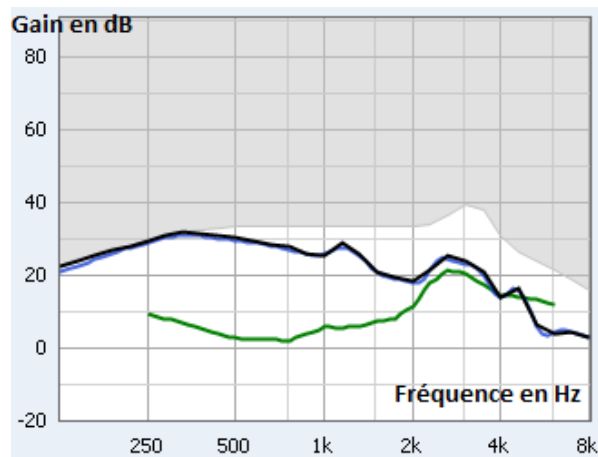


Fig. 55 : Résultat après réalisation du test anti larsen pour l'appareil Fuse



Fig. 56 : Mesure REAR du Fuse

Résultats du latitude 16 Moxi

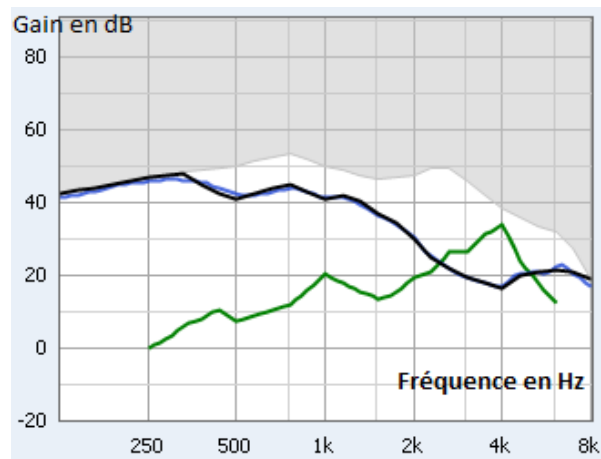


Fig. 57 : Résultat du test anti larsen du Moxi



Fig. 58 : Mesure REAR du Moxi

C) ANALYSE

Cette étude n'a été réalisée que sur une seule personne. Etant donné qu'il s'agit d'une comparaison entre deux appareils, ces tests doivent être effectués sur une même oreille. La seule directive est que ces deux formes d'appareils puissent convenir à l'anatomie de l'oreille externe.

L'action de l'anti-larsen réduit de 15 à 20 dB le gain disponible pour le Fuse, à partir de la fréquence 1500 Hz.

En ce qui concerne le Moxi, le gain maximum, avant action de l'anti-larsen, est supérieur à celui du Fuse. L'appareil est adapté avec le même embout ailette. Le gain disponible, après action de l'anti-larsen, diminue de 15 à 25 dB, à partir de 1500 Hz avec une forte baisse à partir du 2000 Hz.

La courbe verte représente la cible d'appareillage (d'après le logiciel Unitron) d'une perte auditive quelconque, mais semblable pour les deux types d'appareillage. Cette différence s'explique par leur forme.

Il semble donc que l'anti-larsen du Fuse soit performant, étant donné que la cible ne dépasse pas le gain maximum disponible. A l'inverse, la cible d'appareillage avec le Moxi est située au dessus du gain maximum disponible.

Toutefois, nous avons pu observer qu'en position statique, les deux appareils ne présentent pas de larsen. Mais un obstacle à 5 cm du pavillon engendre pour le Fuse un larsen, qui n'est pas observé pour l'appareil à écouteur déporté, et ce, même à une distance plus courte. Une diminution du gain des sons faibles de quelques décibels permet de supprimer le larsen.

Remarque : Cela a donc des conséquences pour l'utilisation d'un téléphone portable. Or la petite taille du Fuse, de même que sa pile 10, rendent impossible l'utilisation d'un système Bluetooth pour la téléphonie. A l'inverse de l'appareil à écouteur déporté, qui ne larsenne pas à l'approche d'un téléphone portable et qui bénéficie d'une possible connexion avec le U-Direct, accessoire permettant la communication sans-fil entre le téléphone portable et le (ou) les appareil(s) auditif(s).

III. TROISIEME PARTIE DE L'ETUDE

A) APPAREILLAGES PERSONNELS

1°/ PROTOCOLE DE L'APPAREILLAGE

Le protocole à réaliser est identique à celui d'un appareillage standard. La différence est qu'il ne nécessite aucune prise d'empreinte et donc un délai moins important pour le patient. Nous nous servons donc de tous les outils à notre disposition : audiogramme tonal liminaire, seuil d'inconfort, mesures in-vivo, et les nécessaires impressions du patient appareillé.

2°/ SELECTION DES SUJETS POUR L'APPAREILLAGE

Avant un appareillage, une anamnèse rigoureuse, ainsi qu'une otoscopie sont réalisées par l'audioprothésiste. De celles-ci, associées à l'audiométrie, dépendent le choix de la voie d'appareillage et du choix de l'appareil.

Plusieurs critères engendrent une contre-indication du Fuse :

- **Critères anatomiques :**
 - Une malformation du conduit, telle une réduction de sa lumière,
 - Un conduit avec une grande production de cérumen et/ou une humidité trop importante,
 - Un tympan perforé ou reconstruit,
 - Une intervention chirurgicale, telle une mastoïdectomie,
- **Critères audiométriques :**
 - Seule une perte neurosensorielle peut être appareillable avec le Fuse,
 - Seules les personnes ayant une perte inférieure à 60 dB pour les médiums et les hautes fréquences, et inférieure à 40 dB pour la fréquence 500 Hz seront sélectionnées, afin de permettre un appareillage en dôme ouvert.
- **Critères médicaux :**
 - La dextérité est à vérifier, la pile étant petite, son changement peut être difficile, voir impossible pour certaines personnes.
 - Si la maladie d'Alzheimer est détectée, un appareil de ce type n'est pas indiqué.

Une fois ces contre-indications éloignées, nous vérifions que le patient est compatible avec le Fuse.

3°/ APPAREILLAGES

Vu la difficulté à trouver des patients réunissant tous les critères, nous avons élargi la sélection à des patients dont l'audiogramme, dans les fréquences aiguës dépasse légèrement les indications audiométriques de l'appareil.

Patient 1 :

Le premier patient appareillé avec des appareils de type Fuse est un homme d'une cinquantaine d'années. Monsieur L. travaille comme vendeur dans une concession automobile. Dans ces grands espaces résonants, la compréhension de Monsieur diminue. Jusqu'à l'essai avec les Fuse, il portait des appareils à écouteur déporté pile 312 d'un concurrent. Ses derniers appareils le gênaient lors de tout mouvement par une grande sensibilité des microphones.

La courbe rouge représente l'audition de l'oreille droite, tandis que la courbe bleue représente l'audition de l'oreille gauche (il s'agit d'une convention).

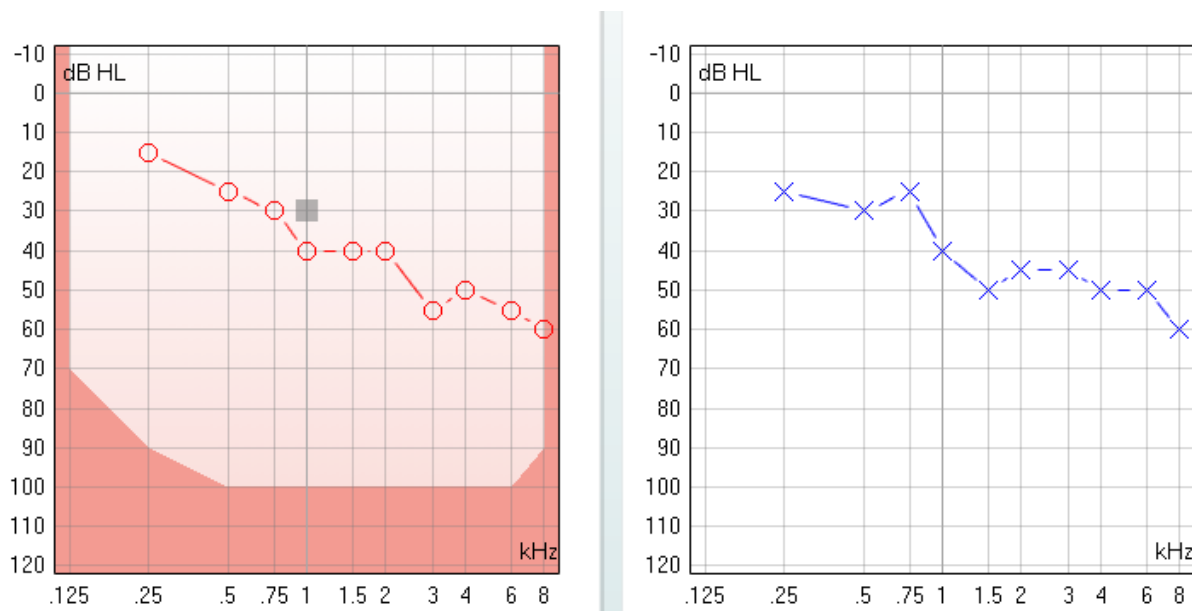


Fig. 59 : Audiogramme de Monsieur L.

La perte auditive de Monsieur L. est moyenne, 41 dB à droite et 42 dB à gauche. Nous avons appareillé des deux côtés avec des Fuse Passport.

Après une semaine d'appareillage, on réalise une mesure REAR (oreilles appareillées).



Fig. 60 : Mesures in-vivo (Monsieur L.)

Conclusion de l'appareillage :

En comparaison avec ses précédents appareils, les Fuse, de par leur discrétion, lui plaisent. Ces aides auditives tiennent parfaitement dans le conduit tout au long de la journée. Il a le loisir de mettre et enlever ses lunettes, sans les entendre de façon désagréable par les microphones. De façon semblable, il n'est plus gêné au moment de la mastication.

Néanmoins, bien que tous ces critères, rétablis par changement de type d'appareil, Monsieur L. a du mal à s'habituer à la sonorité de l'appareil. Il trouve en effet les paroles non naturelles. Après passage à la chaîne de mesure de l'ancien appareil, nous nous calquons sur la courbe de gain, et nous essayons de rapprocher la courbe de gain du Fuse à celle-ci. Durant cette étape, nous gardons à l'esprit qu'il s'agit de deux appareils de formes différentes et de ce fait, ne conservant pas les mêmes fonctions

de l'oreille (l'appareil à écouteur déporté, par exemple, ne conserve pas la propriété de la conque d'amplifier et focaliser les ondes).

Après quatre semaines de port du Fuse, Monsieur L. ne s'habitue toujours pas à la sonorité. Dorénavant, Monsieur L. est habitué aux nombreux changements de pile du Fuse, par sa petitesse, ce qui au départ de l'essai de son premier appareillage le dérangeait. L'appareil à écouteur déporté du premier fabricant, en pile 10, a alors résolu l'ensemble des difficultés posées.

Patient 2 :

Le deuxième patient est un homme actif de 45 ans. Travaillant en tant que commercial dans une agence de téléphonie, Monsieur D. se trouve gêné pour les conversations dans le bruit. Sa perte auditive est moyenne et prédomine dans les fréquences aiguës.

Un TEN-test a été effectué afin de vérifier l'absence de zone inerte cochléaire.

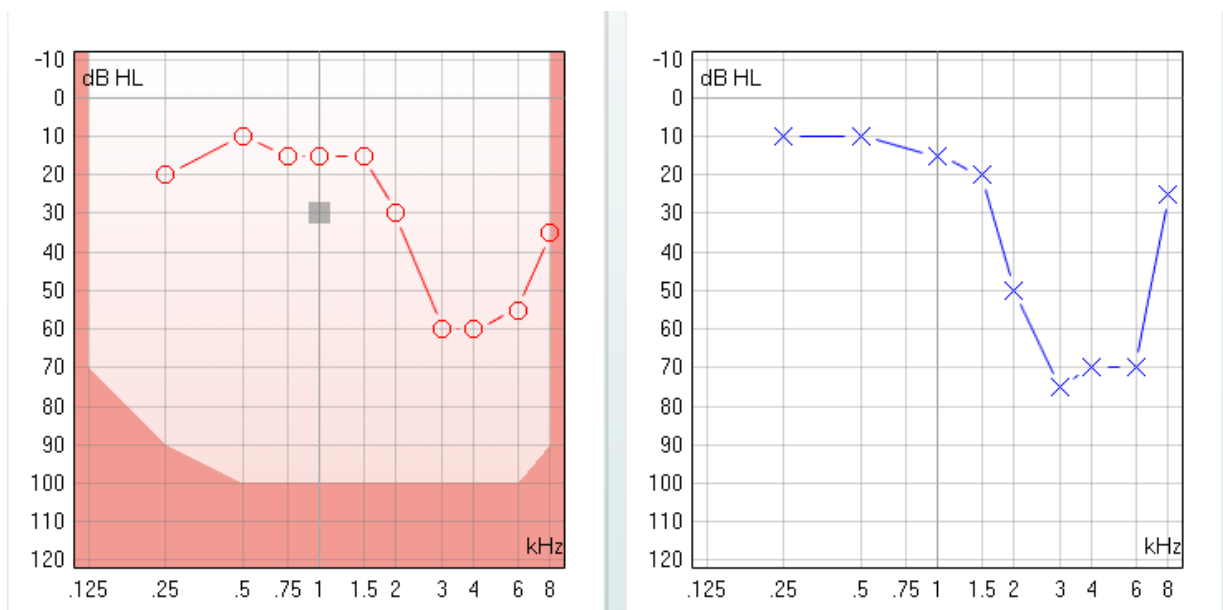


Fig. 61 : Audiogramme de Monsieur D.

Monsieur D. essaie des aides auditives pour la première fois. La gêne n'est pas récente, mais il n'est pas pressé de s'appareiller.

L'audiogramme de l'oreille droite convient parfaitement aux indications du Fuse ; celui de l'oreille gauche dépasse de quelques décibels les limites fixées. Etant donné la difficulté pour sélectionner des patients compatibles, nous avons essayé l'appareil.

Tout en sachant que l'amplification des fréquences de 3000 à 6000 Hz n'aurait pas pu atteindre le maximum de l'appareil sans être désagréable pour le patient.

Conclusion de l'appareillage :

L'apparence de l'appareil est satisfaisant, d'autant plus qu'il ne connaissait de l'appareillage que les gros contours d'autrefois. L'appareil auditif est pour lui associé à un vieillissement.

Réticent dès le début, il accepte tout de même d'essayer l'appareil. Monsieur D. ressent avoir quelque chose dans l'oreille, sans que cela soit désagréable.

L'aide auditive a néanmoins été portée peu de temps. Monsieur D. ne se sent pas prêt et surtout pas assez gêné dans la vie quotidienne pour porter l'appareil à longueur de temps. Mais le plus gros souci qu'il a eu avec l'appareil, est que celui-ci avait tendance à ressortir de l'oreille à partir d'un certain temps de port. Monsieur D. avait donc peur de perdre l'appareil.

Patient 3 :

La troisième personne que nous avons appareillé avec le Fuse est Madame C. Agée de 75 ans, elle est encore active. Madame C. fait attention à son apparence et considère également l'aide auditive comme un signe de vieillissement extrêmement visible. Madame C. commence à faire répéter son entourage dans les situations de bruit.

L'audiogramme montre une perte auditive bilatérale, prédominante à droite. La vocale atteint 100 % à 50 dB à gauche et 60 dB à droite.

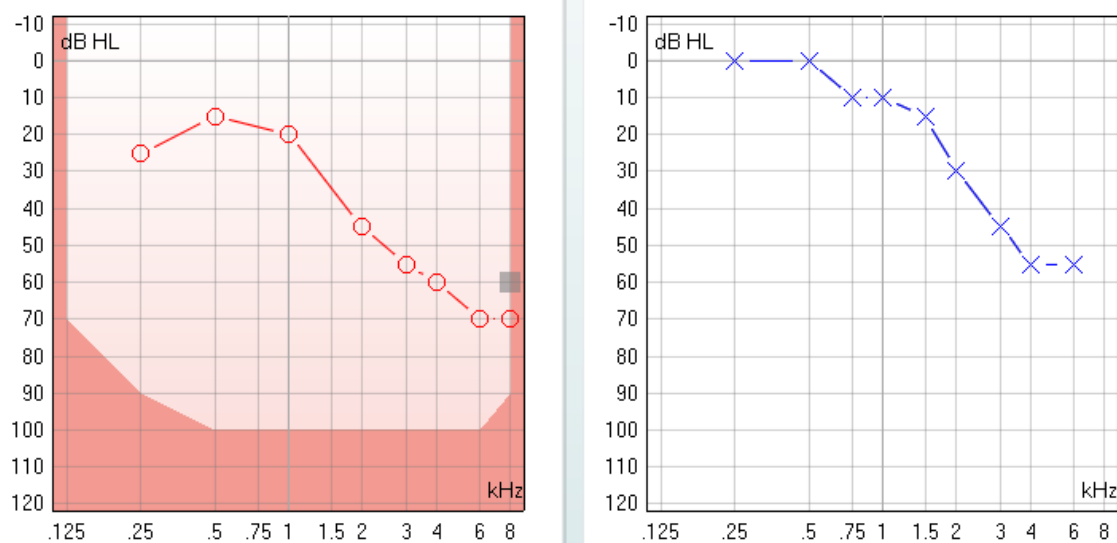


Fig. 62 : Audiogramme de Madame C.

Nous avons commencé par essayer deux appareils open, en tube fin et avec ailette souple, cela engendrait à priori des douleurs en raison de l'orientation de son conduit. Madame C. n'a pas porté beaucoup son appareil. Nous lui essayons deux Fuse en latitude 16, avec des ailettes ouvertes. Etant donné la discrétion de l'appareil, Madame C. accepte d'essayer à nouveau un appareil.

Conclusion de l'appareillage :

A l'otoscopie, le conduit est normal. L'appareil Fuse a une bonne tenue et s'adapte parfaitement aux mouvements du conduit auditif lors de la mastication ou de discussions. Celui-ci n'engendrait aucune douleur.

Au bout d'une semaine de port, l'appareil a été porté la moitié du temps, uniquement lorsque Madame est à son domicile. Par ailleurs, ayant des problèmes de vision, Madame C. n'arrive pas à ouvrir le tiroir pile et à manipuler les piles 10. Son mari l'aidait pour le changement de pile. Cependant, cela est très gênant pour Madame C. ne pas pouvoir s'occuper seule de son appareil, notamment quand le bip de fin de pile retentit à un mauvais moment.

Autres patients :

L'appareil Fuse a été commandé pour cinq autres patients, afin de réaliser des essais. La plage d'appareillage du Fuse contient chacun des audiogrammes. Au niveau de la compatibilité avec la forme, l'appareil convenait, mais nous n'avons pas pu procéder à ces appareillages, qu'ils soient bilatéraux ou monolatéraux, pour des raisons différentes :

- Une douleur lors de la mastication,
- Une inaptitude à la manipulation d'un si petit appareil,
- Un rejet de l'appareil, dû à la transpiration,
- Un effet d'autophonation.

4°/ CONCLUSION DE CES APPAREILLAGES

Nous ne pouvons pas tirer de conclusions par des pourcentages de cette étude, les appareillages étant au nombre de trois.

Ces appareillages ont échoués, l'un à cause de la sonorité, le deuxième pour la tenue, et la dernière n'était pas prête pour l'appareillage.

B) RESULTATS D'UNE ETUDE DE CAS REALISEE PAR UNITRON

Des essais ont été menés sur une période de quatre semaines, sur 12 participants. A la fin de cette période, ces malentendants ont été interrogés sur différents critères. Chaque critère est noté sur 10. Les données ont été rapportées sur différents graphiques ci-dessus [36]

- L'apparence et la facilité d'utilisation

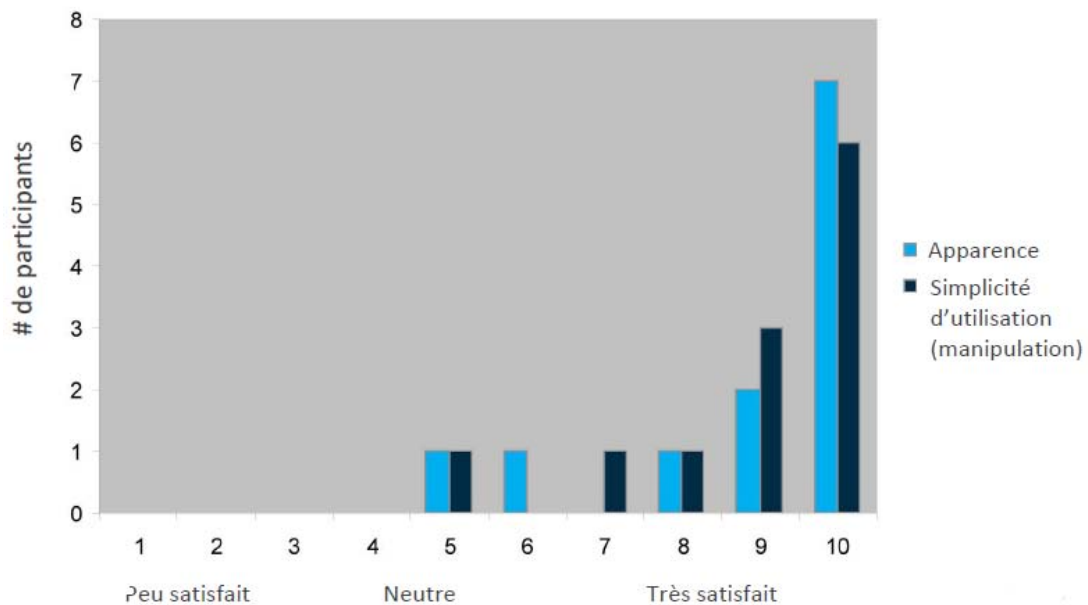


Fig. 63 : Histogramme de satisfaction d'apparence et de facilité d'utilisation du Fuse

On considère qu'une note strictement supérieure à 7 montre un bon taux de satisfaction.

En conséquence, 10 personnes sur 12 sont satisfaites de l'apparence, le taux de satisfaction est de 83 %. Quant à la simplicité d'utilisation, la proportion de satisfaction est identique.

- La qualité du son

En ce qui concerne la clarté du son, 83 % de ce même panel estime que cet appareil répond à leurs besoins.

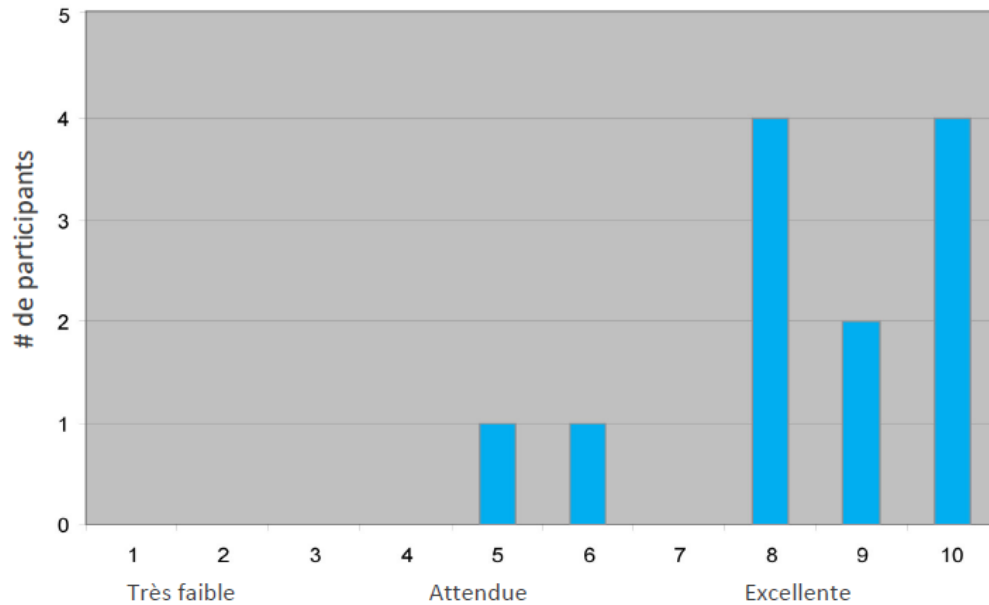


Fig. 64 : Histogramme du ressenti des patients sur la qualité sonore du Fuse

- La satisfaction générale de cet appareil

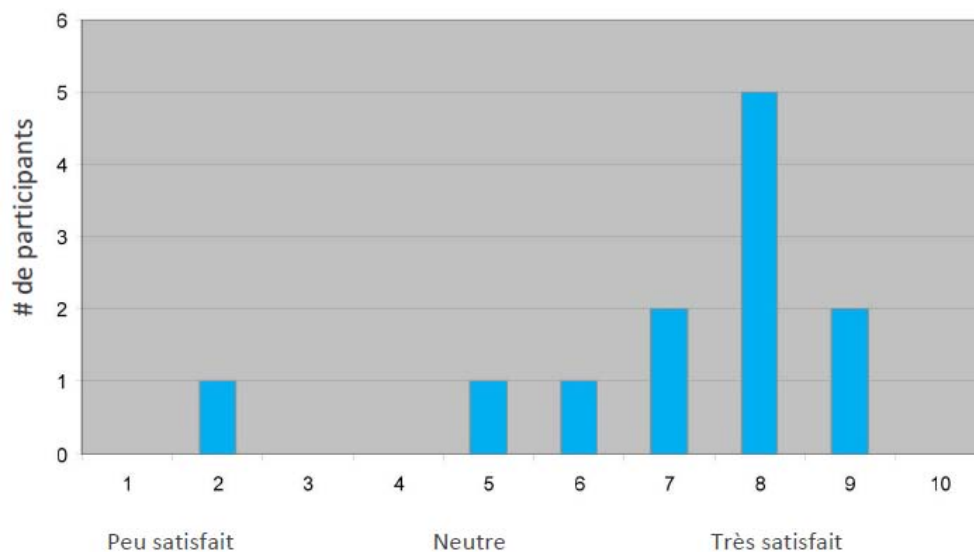


Fig. 65 : Histogramme de satisfaction générale du Fuse

L'appareil dans son ensemble approche un taux de satisfaction de 58 %.

8 % des personnes interrogées ne sont pas satisfaites de ce type d'appareil.

Tandis que 34 % de ce groupe sont neutres vis-à-vis de cet appareil. Il est intéressant de se demander si ces malentendants avaient un point de comparaison avec le Fuse, est-ce la première fois qu'ils portent une aide auditive ou est-ce que le Fuse est autant efficace (tant au point de vue confort, que sonorité) que leur ancien appareil ?

IV. SYNTHÈSE DE L'ÉTUDE

Cette étude a présenté de nombreuses limites.

D'une part, nous avons eu de grandes difficultés pour trouver des personnes qui avaient une perte auditive légère à moyenne et dont les critères audiologiques et anatomiques permettaient un essai du Fuse.

D'autre part, nous n'avons aucune donnée d'appareillage du Fuse sur le long terme, les trois essais ayant abouti à des échecs, qu'ils soient dus à la psychologie du malentendant, à la sonorité de l'appareil, ou à sa forme.

Nous ne pouvons donc pas conclure de manière générale sur un si petit échantillon de personnes.

Toutefois, nous pouvons reconnaître certains points.

- Le premier étant qu'effectivement, l'appareil Fuse présente, dans quasiment 100 % des cas, une absence d'effet d'occlusion.
- La forme du fuse est compatible avec de nombreuses oreilles, si l'on prend un échantillon total d'une population, et non pas seulement des malentendants, étant donné la moyenne d'âge élevée des patients d'un cabinet d'audioprothèse. Cela s'explique par les modifications anatomiques du conduit en vieillissant.
- Le problème de larsen est enrayé par la présence et l'efficacité de l'anti-larsen.
- La discrétion est extrêmement satisfaisante. La manipulation est aisée dans la plupart des cas.
- L'appareillage convient dans sa totalité à peu de personnes.

CONCLUSION

L'audition est un sens complexe et très important. Un défaut d'un des éléments nécessaires au traitement du signal engendre une baisse d'audition.

En 2005, la perte auditive touchait plus de 560 millions de personnes dans le monde, ce chiffre atteindra plus de 700 millions en 2015 [43]. Heureusement, pour y remédier, les fabricants d'aides auditives s'attèlent à trouver des solutions de plus en plus performantes et surtout de plus en plus attractives, afin que les malentendants ne tardent pas à s'appareiller. Fuse est le fruit d'une de leurs recherches.

Et bien que l'on ne puisse pas tirer de conclusion de l'étude de ce mémoire en elle-même, l'aide auditive de type Fuse a été commercialisée il y a plus d'un an et demi. Aujourd'hui, nous avons donc un certain recul sur ce produit. Le Fuse a été retiré du catalogue de vente d'aides auditives de la société Unitron, Phonak en a fait de même avec son Audeo Zip. Un an après le lancement, les commerciaux de la société n'abordaient plus ce produit. Les audioprothésistes ont cependant encore la possibilité d'en commander à ce jour.

Il aurait pu être intéressant de comparer des appareils d'une certaine gamme, mais de formes différentes (un Fuse, un intra-conduit et un appareil à écouteur déporté) chez plusieurs malentendants. Cette étude aurait dû être réalisée sur du long terme, et aurait nécessité :

- tout d'abord un grand échantillon de personnes pour qui les trois formes conviendraient du point de vue anatomique et audiolgique,
- mais également des personnes volontaires et libres de leur emploi du temps, l'adaptation de chaque appareil requiert un certain nombre de réglages. Pour comparer les appareils, il faut que ceux-ci soient au réglage optimal. Et dans ce cas, pour un nouvel appareillage, cela aurait impliqué, pour la dernière aide auditive testée, de meilleures performances par réhabilitation prothétique.

Il semble donc que les audioprothésistes français n'ont pas adhéré à ce type de produit. Cela peut s'expliquer par différents phénomènes :

- Ils ne travaillent pas avec ce fabricant,
- Il y a peu d'appareillage avec des intra-auriculaires, seulement 11 % (d'après la source SNITEM de l'année 2010),
- Les audioprothésistes réalisant des intra-auriculaires préfèrent les réaliser sur mesure pour un meilleur maintien,
- Peu de personnes sont concernées par les plages d'application du Fuse et ses indications d'un point de vue anatomique.

L'avenir nous dira si ce genre d'appareil reviendra un jour sur le marché.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Euro Trak France 2009, réalisé par Anovum, pour European Hearing Instrument Manufacturers Association (EHIMA), pages 19-20
- [2] Site internet : Informations destinées aux musiciens, consulté le 08/08/2011
<http://www.zikinf.com/articles/home-studio/oreille.php>
- [3] C. Boiteux, Audiologie, Anatomie et physiologie de l'oreille externe et moyenne D.E. d'Audioprothésiste, 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2008/2009
- [4] P. Dulguerov, M. Remacle, Précis d'audiophonologie et de déglutition, Tome 1 – L'oreille et les voies de l'audition, Collection Voix Parole Langage, Editions Solal, 2005, pages 31, 34, 40, 47
- [5] F. Legent, Le conduit auditif externe (Métat acoustique externe), Collection Société Française d'Oto-Rhino-Laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale, Editions Arnette, 1995
- [6] Le Son et l'Audition, 3^{ème} édition, Widex, 2007, pages 13, 39
- [7] Dictionnaire Larousse, année 2010
- [8] F. Legent, P. Bordure, C. Calais, Audiologie pratique, audiométrie, 3^{ème} édition, 2011, Editions Elsevier Masson, page 210
- [9] J. Ducourneau, Physique, D.E. d'Audioprothésiste, 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2008/2009
- [10] Site internet : <http://www.jesuiscultive.com/spip.php?article467>, consulté le 08/08/2011
- [11] T. Georgel, Audiologie, La trompe d'Eustache, D.E. d'Audioprothésiste, 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2008/2009
- [12] Site internet : Encyclopédie médicale destinée au grand public
<http://www.vulgaris-medical.com/encyclopédie/eustache-trompe-d-1828.html>
consulté le 08/08/2011
- [13] Site internet : Promenade autour de la cochlée, www.cochlee.org, consulté le 08/08/2011
- [14] C. Parietti, Audiologie, Anatomie de l'oreille interne, D.E. d'Audioprothésiste, 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2008/2009

- [15] Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte Tome I – Le Bilan d'Orientation Prothétique, Editions du Collège National D'Audioprothèse, 2007, pages 58, 95
- [16] Documentation Siemens
- [17] C. Simon, Audiologie, Les différents types de surdité, D.E. d'Audioprothésiste, 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2008/2009
- [18] Site internet : Bureau International d'Audiophonologie, consulté le 11/02/2011 <http://www.biap.org/recom02-1.htm>
- [19] P. Friant-Michel, Audioprothèse, Les aides auditives, D.E. d'Audioprothésiste, 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2008/2009
- [20] J. Couespel, Electronique appliquée, Historique, D.E. d'Audioprothésiste, 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2009/2010
- [21] Site internet : Histoire de l'aide auditive, <http://www.audiosapiens.fr/node/1>, consulté le 12/02/2011
- [22] S. Lacher Fougère, P. Vincey, La prothèse auditive à travers les âges, Revue de Laryngologie Otologie Rhinologie, n°116, 1995, pages 243-244
- [23] J-P Morucci, J. Coll, J. Vales, L'appareillage auditif, Editions Masson, 1992, page 17
- [24] Site internet : Histoires des aides auditives, Université de Washington, <http://beckerexhibits.wustl.edu/did/index.htm>, consulté le 19/02/2011
- [25] Documentation GN Resound
- [26] Site internet : cabinet Audition Santé, <http://audition-sante-toulouse.com>, consulté le 15/08/2011
- [27] J. Couespel, Electronique appliquée, Structure d'un appareil de correction auditive, D.E. d'Audioprothésiste, 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2009/2010
- [28] J. Couespel, Electronique appliquée, Transducteur et amplis de sortie, D.E. d'Audioprothésiste, 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2009/2010
- [29] J. Ducourneau, Physique, Electroacoustique, D.E. d'Audioprothésiste, 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2008/2009
- [30] C. Gelis, Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive, Editions Sauramps médical, 1993
- [31] Dr J. Grobois, M. Le Pellec, Surdités et troubles de l'audition : prothèse et aides auditives, Collection Dossiers Santé, La Feuillée Editions, 2006
- [32] Suppression active et multidirectionnelle du feedback, Documentation Widex, n°8

- [33] Open molds in hearing aid fitting, theoretical and practical views, Editions Jensen J.H., Treizième symposium de Danavox, 1988
- [34] Site internet : informations par GN Resound, An innovation non-occluding DSP device, <http://www.resoundair.net/download/2903-GB-03.02.pdf>, consulté le 4/08/2011
- [35] Audio infos, n° 156, février 2011, page 62
- [36] Documentation Unitron
- [37] Etude SmartFocus, Unitron, Don Hayes
- [38] Site internet : Législation française, consulté le 04/08/2011 <http://www.legifrance.gouv.fr/affichCode.do?idSectionTA=LEGISCTA000006191017&cidTexte=LEGITEXT000006072665&dateTexte=20081128>
- [39] Présentation Ecophon, Cours du DU. Nuisances sonores, 2011
- [40] Documentation Affinity
- [41] A. Girault, TP d'Audioprothèse, Mesure in-vivo, D.E. d'Audioprothésiste, 3^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2010/2011
- [42] Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte Tome III – Le Contrôle d'Efficacité Prothétique, Editions du Collège National D'Audioprothèse, 2007, pages 46-62
- [43] Site internet : Informations sur la déficience auditive, <http://french.hear-it.org/page.dsp?forside=yes&area=134>
- [44] J. Ducourneau, Physique, D.E. d'Audioprothésiste, 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2009/2010
- [45] Etude SNITEM, année 2010

ANNEXES

Annexe 1 : Fiche technique du fuse latitude 16 [35]

Annexe 2 : Schéma représentant les courbes de pondération [44]

Annexe 3 : Etude SNITEM, statistiques de ventes Audiologie, année 2010 [45]

Annexe 1

Latitude™ 16 Fuse™

Style nouvelle génération - pile 10A

Caractéristiques distinctives

SmartFocus™

Permet aux clients de mieux se concentrer sur les signaux de parole ou d'accroître le confort d'écoute en utilisant une combinaison de quatre paramètres ajustables :

- Amélioration de la qualité de la parole
- Réduction du bruit
- Gain général

Les paramètres sont personnalisables dans les programmes automatiques et manuels.

AutoPro3™ avec smartFocus™

Permet aux clients de profiter d'une performance automatique de qualité supérieure avec des transitions rapides et douces entre 3 destinations sonores différentes

Système de gestion de l'effet Larsen

Offre une puissance réglable pour supprimer les divers degrés d'effet Larsen et fournir un gain utilisable accru.

Capacité autodidacte

Enregistre progressivement et intelligemment les préférences du client pour les paramètres smartFocus™ et le potentiomètre dans le programme automatique.

Télécommande Smart Control (en option)

Télécommande offrant l'accès à toute une gamme de paramètres réglables, dont smartFocus™

Caractéristiques de conception

Conduit articulé – Reproduit le mouvement naturel du conduit auditif pour réduire les points de pression, offrant un appareillage confortable

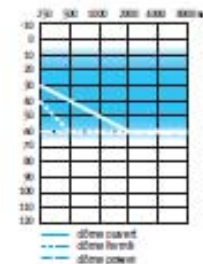
Events dual-flow™ – Double évent avec une forme unique conçue pour offrir un appareillage ouvert avec un minimum d'occlusion et un son plus naturel

Languette de sécurité – Proposée en option pour les patients ayant de larges conduits auditifs, la languette de sécurité garantit un appareillage fiable et sans aléas. De nombreux patients peuvent utiliser Fuse sans languette de sécurité. Veuillez suivre les instructions du Guide Complet Fuse pour une utilisation et un retrait appropriés

Caractéristiques supplémentaires

- 16 canaux
- 1 programme automatique intégrant 3 destinations sonores + 3 programmes manuels
- Microphone omnidirectionnel
- Amélioration de la parole avec dépendance de niveau
- Réduction du bruit
- AntiShock™
- MyMusic™
- Gestion du bruit du vent
- Data logging (enregistrement des données)

Plage d'appareillage



Latitude™ 16 Fuse™ convient aux pertes auditives légères à sévères et à des configurations d'audiogrammes allant des horizontaux aux pentes marquées.

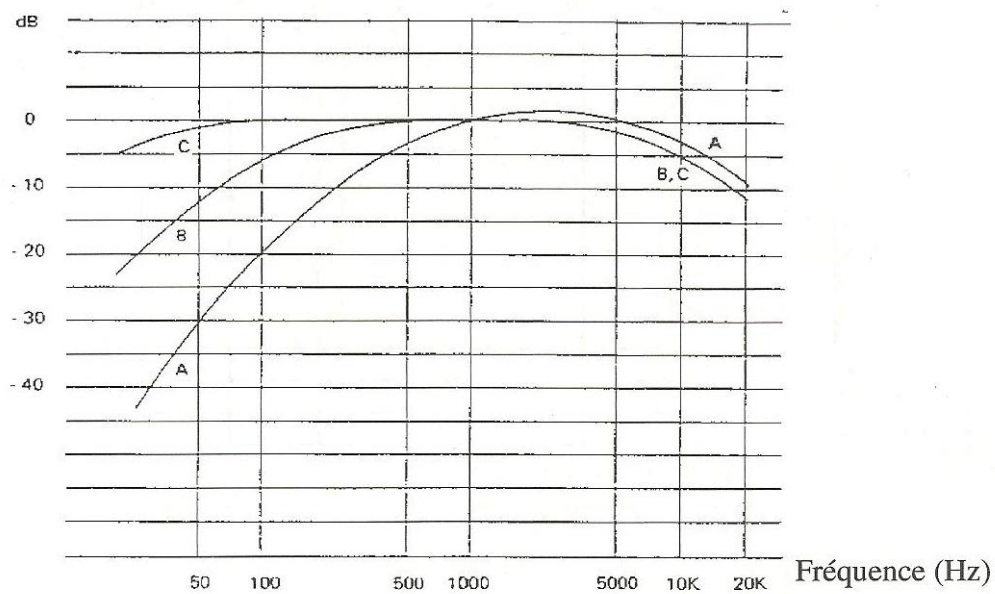
Latitude™16 Fuse™

DONNEES TECHNIQUES COUPLEUR 2CC : ANSI 3.22 1996/ANSI 3.22 2003/IEC 118-7		DONNEES TECHNIQUES COUPLEUR OES/ IEC 118-0	
Fréquence référence de test (RTF)	Latitude 16 Fuse	Fréquence référence de test	Latitude 16 Fuse
ANSI IEC 118-7	HFA 1.6 kHz	IEC 118-0	1.6 kHz
OSPL90 Maximum HFA à 1.6 kHz	109 dB 104 dB 104 dB	OSPL90 Maximum à 1.6 kHz	119 dB 111 dB
Gain maximum (Entrée 50 dB) Maximum HFA à 1.6 kHz	40 dB 34 dB 33 dB	Gain maximum (Entrée 50 dB) Maximum à 1.6 kHz	50 dB 40 dB
Réponse en fréquence de base Plage de fréquence (Hz) Gain test référence (RTG) (ANSI 1996/ANSI 2003)	150-8000 27 dB	Réponse en fréquence de base Plage de fréquence (Hz) (DIN 45605) Gain test référence	150-8000 35 dB
Sensibilité de la bobine d'induction (ANSI 1996/ANSI 2003, 3-16 mA/m) HFA SPLTS STSL/ RSETS	N/A N/A	Sensibilité de la bobine d'induction Graphie: 3.16 mA/m au RTG à la RTF (µmV/m au gain max.) Maximum à la RTF	N/A N/A N/A
Consommation au RTG	1 mA	Consommation au RTG	1 mA
Durée moyenne de la pile	100 h	Durée moyenne de la pile	100 h
Bruit d'entrée équivalent au RTG	22 dB	Bruit d'entrée équivalent au RTG	22 dB
Distorsion harmonique totale à 500 Hz à 800 Hz à 1600 Hz	1.0% 0.5% 0.5%	Distorsion harmonique totale à 500 Hz à 800 Hz à 1600 Hz	1.0% 1.0% 1.0%
Immunité EMC par ANSI C63.19-2003 EMC, mode oreille/bobine téléphonique	MA	Immunité EMC par IEC 118-13 plus sensée du champ 75/50 V/m mode omni (RIL bande basse / haute dB SPL	37/37

Avant d'utiliser l'appareil, il est important d'établir une connexion adéquate avec le patient. Veuillez consulter les instructions figurant dans le Guide Complet Fuse.
Les données ne doivent jamais être utilisées sur des patients avec des tympanes perforés, des canaux de tympano-ostéomyelites ou des conduits auditifs obstrués par chirurgie. Dans le cas de tels affections, nous
conseillons d'utiliser un embout auriculaire sur mesure pour l'appareil.
Nous nous réservons le droit de modifier les données techniques sans préavis lorsque des améliorations sont apportées.

Annexe 2 : Schéma représentant les principales pondérations [2]

La fréquence (en Hz) est représentée en abscisse, l'atténuation (en dB) en ordonnée.



Annexe 3 : Etude SNITEM, statistiques de ventes Audiologie, année 2010 [34]

Syndicat National de l'Industrie des Technologies Médicales

Département Statistiques Professionnelles

PERSONNEL ET CONFIDENTIEL



Statistiques de ventes Audiologie France et DOM-TOM (Année 2010)

Les entreprises ayant participé à l'enquête sont :

**ACOUREX/WIDEX - AUDIOMEDI - BELTONE - GN HEARING - ISO-SONIC -
PHONAK - PRODITION - SIEMENS - STARKEY**

	Année 2010
CONTOURS D'OREILLES	
Pile 675	11 996
Pile 13	196 302
Pile 312	48 237
Pile 10	8 712
TOTAL Contours d'Oreilles	265 247
INTRA-AURICULAIRES	
Pile 13 / Pile 675	1 411
Pile 312	11 410
Pile 10	40 263
TOTAL Intra-Auriculaires	53 084
ECOUTEURS DEPORTES	
Pile 312 / Pile 13	132 952
Pile 10	29 771
TOTAL Ecouteurs Déportés	162 723
AUTRES APPAREILS	
Boîtiers	NA
Lunettes	NA
TOTAL Autres Appareils	1 101
TOTAL GENERAL	482 155
AUTRES CLASSIFICATION	
Dont CMU	10 070

N° d'identification :

**FUSE, UN CROSSOVER ENTRE L'INTRA-AURICULAIRE
ET L'APPAREIL A ECOUTEUR DEPORTE**

Soutenu le 4 novembre 2011

Par Marion RACHESBOEUF

RESUME

L'audition est un sens très précieux, essentiel à la vie sociale. Malgré cela, seul 30% des malentendants s'appareillent. L'aide auditive est encore associée à la vieillesse. Les fabricants d'aides auditives mènent alors des recherches afin d'obtenir un produit satisfaisant d'une et restituant une compréhension de la parole.

Fuse est le résultat d'une de ces recherches. Du fabricant UNITRON, Fuse est un intra-auriculaire qui peut être adapté sans qu'une prise d'empreinte soit nécessaire. A l'heure où le métier d'Audioprothésiste se distingue par l'adaptation d'appareil sur mesure, l'appareil Fuse peut-il être considéré comme une innovation ?

Après une présentation des appareils auditifs et en particulier du Fuse, l'étude de ce produit sera détaillée.

L'étude a été réalisée dans un centre d'audioprothèse sur des patients chez qui le Fuse pouvait être adapté des points de vue anatomique, audiolgique et médicaux.

MOTS CLES

FUSE UNITRON APPAREIL AUDITIF NOUVEAUTE
INNOVATION FABRICANT INSTANT-FIT
APPAREIL A ECOUTEUR DEPORTE INTRA-AURICULAIRE

Directeur de thèse	Intitulé du laboratoire	Nature
M. DUCOURNEAU	Centre d'Audioprothèse	Test Thème 6